



**Gonçalo Miguel dos Santos Mateus**

Licenciatura em Ci4ncias de Engenharia Biom4dica

## **M4trica Vertebral: Avaliação da Omoplata**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biom4dica

Orientador: Pedro Vieira, Professor Auxiliar, DF – FCT/UNL

Co-orientador: Cl4udia Quaresma, Professora Auxiliar Convidada, CEFITEC – FCT/UNL

J4ri:

Presidente: Prof<sup>a</sup>. Doutora Maria Adelaide de Almeida Pedro de Jesus

Arguente: Prof. Doutor M4rio Ant4nio Basto Forjaz Secca

Vogais: Prof. Doutor Pedro Manuel Cardoso Vieira  
Prof<sup>a</sup>. Doutora Cl4udia Regina Pereira Quaresma



FACULDADE DE  
CI4NCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

**Dezembro, 2013**

# **Gonçalo Miguel dos Santos Mateus**

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

## **Métrica Vertebral: Avaliação da Omoplata**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Pedro Vieira, Professor Auxiliar, DF – FCT/UNL

Co-orientador: Cláudia Quaresma, Professora Auxiliar Convidada, CEFITEC – FCT/UNL

Júri:

Presidente: Prof<sup>a</sup>. Doutora Maria Adelaide de Almeida Pedro de Jesus

Arguente: Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca

Vogais: Prof. Doutor Pedro Manuel Cardoso Vieira  
Prof<sup>a</sup>. Doutora Cláudia Regina Pereira Quaresma

A presente dissertação foi desenvolvida com a colaboração da empresa NGNS – *Ingenious Solutions*.

**Dezembro, 2013**

## **Métrica Vertebral: Avaliação da Omoplata**

Copyright © 2013. Todos os direitos reservados. Gonçalo Miguel dos Santos Mateus, Faculdade de Ciências e Tecnologia e Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



## *Agradecimentos*

---

Agradeço, primeiramente, aos meus pais, pela incondicional confiança, motivação, dedicação, apoio e presença constantes ao longo da minha vida. Sem eles nada teria conseguido alcançar.

Agradeço ao Professor Doutor Pedro Vieira, orientador nesta tese, que fez jus à sua função durante estes meses com os seus incríveis apoio, paciência, disponibilidade e conhecimento, nunca deixando de os pautar pela simpatia e excelente sentido de humor.

À Doutora Cláudia Quaresma, co-orientadora nesta tese, pela simpatia e motivação e, acima de tudo, pela disponibilidade em ajudar e apoio demonstrados.

Agradeço à minha família pelos constantes apoio e motivação e pelo carinho transmitido.

Agradeço igualmente ao Doutor José Machado, pelo seu interesse e incentivo e pela sua disponibilidade e vontade de ajudar.

Quero ainda agradecer ao Leonardo Martins, da NGNS, pelo seu conhecimento e prontidão em ajudar, sempre que me deparei com alguma dificuldade e ainda por ter revisto todo este documento, ajudando ao seu melhoramento em vários aspectos.

Ao André Oliveira, pela incrível amizade e companheirismo demonstrados desde que nos conhecemos no sétimo ano de escolaridade.

Aos meus amigos de faculdade mais próximos - Fábio, César, Queirós, Morais, Rémi, Rodrigo, João, Ricardo, Carolina, Ana Catarina, Inês, Sara, Joana e Diana – pela amizade e enorme espírito de camaradagem. Em especial à Ana pela motivação, incentivo e partilha de ideias durante estes meses.

Não posso deixar de agradecer a todos aqueles que se sujeitaram aos testes experimentais, elogiando aqui a sua paciência e boa vontade. Por isso, o meu obrigado ao Rémi, ao Rui, ao Leonardo, ao Fábio, ao Queirós, ao Morais ao Ricardo, ao João, ao Gonçalo e ainda ao Prof. Pedro e ao Dr. José.

Ao pessoal da NGNS, pelas suas paciência e simpatia ao longo destes meses.



O Métrica Vertebral é um dispositivo inovador que visa a avaliação global da coluna vertebral. Trata-se de um instrumento não-invasivo e semiautomático, cuja base em processamento de imagem permite a medição da posição espacial de cada apófise espinhosa na posição ortostática. É ainda possível reconstruir a coluna através de uma interface gráfica desenvolvida para esse fim.

Composto por uma câmara de vídeo e um díodo *laser*, este aparelho, em termos de instrumentação, executa movimentos ao longo de duas calhas, uma vertical e outra horizontal, controlados por *software*, de forma a fazer uma leitura por varrimento da pele do paciente em busca de pontos previamente marcados por palpação. Com vista à melhor representação possível das omoplatas, foram escolhidas três referências ósseas para marcação, antes da aquisição, e posterior detecção.

A adaptação do *software* original para a pesquisa e detecção das referências escapulares constituiu o principal objectivo deste trabalho. O objectivo secundário passou pela definição de protocolos de aquisição que permitissem o estudo conjunto da coluna vertebral e das omoplatas, de forma a possibilitar uma melhor identificação e prevenção de patologias ao nível do ombro.

A pesquisa das referências escapulares acabou por diferir bastante da relativa às apófises espinhosas, o que suscitou alterações em grande parte dos algoritmos desenvolvidos até à data, sobretudo ao nível de toda a sequência de processos na aquisição das omoplatas. Foi ainda desenvolvida uma interface muito simplista que permite ao utilizador seleccionar que tipo de medição pretende realizar.

Relativamente aos resultados obtidos, considera-se que se atingiram os objectivos estabelecidos com sucesso, na medida em que é agora possível conhecer a posição e a orientação das omoplatas e, sobretudo, associá-las à aquisição da coluna vertebral, ou seja, possibilitou-se o estudo da relação existente entre a curvatura da coluna vertebral e a posição das omoplatas.

**Palavras-chave:** Dispositivo; Coluna Vertebral; Processamento de imagem; Instrumentação; Omoplata.

The Vertebral Metrics is an innovative device aiming at the global evaluation of the spinal column. Noninvasively and semi-automatically, this image processing based system allows the measurement of the x, y, and z positions of each spinous process of the spine on a standing position. It is even possible to reconstruct the vertebral column by means of a graphical interface designed for this purpose.

Composed of a video camera and a laser diode, in terms of instrumentation the present device performs movements along two rails, one horizontal and one vertical, which are controlled by software, in order to sweep the patient's skin searching for points previously marked by palpation. Aiming at the most accurate representation of the scapula, three bony landmarks were chosen to be marked on each shoulder blade, before the acquisition, in order to be detected.

The software adaptation to search and detect the references marked on the blades was the primary objective of this work. The secondary objective was the establishment of acquisition protocols that provided the simultaneous study of the spine and the shoulder blades in order to allow the identification and prevention of pathologies related to the shoulder.

The scapular references research was found to be quite different from the relative to the spinous processes and elicited changes in most of the algorithms developed to date, especially at the level of the entire sequence of the shoulder blades acquisition processes. It was also developed a very simplistic interface that allows the user to select which type of measurement he aims to achieve.

Based on the final results, the objectives were considered to be accomplished, since it is now possible to know both position and orientation of the blades and, above all, associating them to the acquisition of the spine, allowing the study of the relation existing between the curvature of the spine and the position of the blades.

**Keywords:** Device; Spinal Column; Image Processing; Instrumentation; Scapula.



Agradecimentos .....	v
Resumo .....	vii
Abstract .....	viii
Índice .....	ix
Lista de figuras .....	xi
Lista de tabelas .....	xv
Lista de símbolos, acrónimos e siglas .....	xvii
<b>CAPÍTULO 1</b> Introdução.....	1
<b>CAPÍTULO 2</b> Revisão da Literatura .....	3
2.1    Anatomia da Cintura Escapular .....	3
2.1.1 Clavícula.....	3
2.1.2 Omoplata .....	3
2.1.2.1 Face Posterior da Omoplata .....	4
2.1.2.2 Face Anterior.....	5
2.1.3 Ombro.....	6
2.1.4 Articulação Escapulotorácica .....	7
2.2    Biomecânica da Cintura Escapular.....	7
2.2.1 Fisiologia do Ombro .....	7
2.2.2 Movimentos da cintura escapular .....	9
2.2.3 Alterações Biomecânicas da Cintura Escapular .....	11
2.3    Relação Coluna Cervical e Torácica / Cintura Escapular.....	12
2.4    Avaliação da posição da omoplata: estudos e métodos .....	18
2.5    Métrica Vertebral.....	26
2.5.1 Descrição do Métrica Vertebral e sua evolução .....	26
2.5.2 Princípios de funcionamento.....	27
2.5.2.1 Estrutura do equipamento e electrónica de controlo .....	27
2.5.2.2 Funcionamento do software .....	28
2.5.3 Métrica vertebral actual.....	28
2.5.3.1 Algoritmo de detecção de pontos.....	28

2.5.4 Algoritmo de detecção da marca do diodo <i>laser</i> .....	30
2.5.5 Eficácia de detecção do sistema.....	31
2.5.6 Plano de trabalho .....	31
<b>CAPÍTULO 3</b> Funcionamento do Métrica Vertebral: Análise da Omoplata.....	33
3.1 Definição do Protocolo .....	33
3.2 Evolução dos algoritmos com testes em indivíduos .....	36
<b>CAPÍTULO 4</b> Protocolos de Aquisição .....	39
4.1 Protocolo Coluna completa + Omoplatas .....	39
4.1.1 Correção das coordenadas da omoplata esquerda .....	41
4.2 Protocolo Secção da coluna + Omoplatas.....	43
4.3 Protocolo Omoplata Direita e Omoplata Esquerda.....	44
4.4 Protocolo Coluna.....	44
<b>CAPÍTULO 5</b> Algoritmos.....	45
5.1 Algoritmo de Detecção de Pontos .....	45
5.2 Algoritmo de Detecção da Marca do Diodo <i>Laser</i> .....	46
5.3 Algoritmo de Aquisição de Dados.....	47
5.3.1 Apófises .....	47
5.3.1.1 Primeira posição de aquisição .....	47
5.3.1.2 Segunda posição de aquisição .....	48
5.3.2 Omoplatas .....	48
<b>CAPÍTULO 6</b> Programa gestor de protocolos .....	53
6.1 Coluna Completa + Omoplatas.....	53
6.2 Secção da Coluna + Omoplatas .....	54
6.3 Omoplata Direita e Omoplata Esquerda .....	55
6.4 Coluna Vertebral .....	55
<b>CAPÍTULO 7</b> Apresentação e Discussão de Resultados.....	57
<b>CAPÍTULO 8</b> Conclusões e Perspectivas Futuras .....	63
Bibliografia .....	67
Apêndice.....	71

## Lista de figuras

---

Figura 1-1: Curvatura da coluna e omoplata proeminente características de um paciente com lordose cervical. Adaptado de (12).	2
Figura 2-1: A - Face superior da clavícula; B - Face inferior da clavícula. Adaptado de (16).	3
Figura 2-2: Perspectiva Sagital do Tronco. Adaptado de (19).	4
Figura 2-3: Face Posterior da Omoplata. Adaptado de (22).	5
Figura 2-4: Face Anterior da Omoplata. Adaptado de (22).	5
Figura 2-5: Complexo articular do ombro (18).	6
Figura 2-6: Secção transversal do tórax (I) (18).	7
Figura 2-7: Eixos de movimento do ombro.	8
Figura 2-8: Planos Ortogonais de referência.	9
Figura 2-9: Secção transversal do tórax (II).	9
Figura 2-10: Movimentos da cintura escapular.	10
Figura 2-11: A - Omoplata proeminente de um indivíduo com escoliose. Adaptado de (31); B – Perspectiva anatómica do fenómeno presente em A. Adaptado de (12).	12
Figura 2-12: Curvaturas fisiológicas da coluna vertebral e articulação atlanto-occipital. Adaptado de (34).	14
Figura 2-13: Eixos escapulares (X, Y, Z) e rotações tridimensionais: as rotações para cima e para baixo ocorrem em torno do eixo Y; as rotações interna e externa ocorrem em torno de Z; as inclinações anterior e posterior dão-se em torno de X. Adaptado de (33).	14
Figura 2-14: Referências anatómicas utilizadas para medição das protração e rotação escapulares. Adaptado de (32).	15
Figura 2-15: Vista lateral do sujeito para avaliação do desalinhamento "cabeça avançada relativamente aos ombros". Adaptado de (32).	16
Figura 2-16: Medições da curvatura médio-torácica. Adaptado de (32).	17
Figura 2-17: A - Sujeito sentado na cadeira de estabilização e posicionado para um exame isométrico da rotação interna do úmero com o <i>Metrecom</i> . Adaptado	

de (44); B - Sujeito sentado na estrutura de estabilização durante uma digitalização recorrendo ao <i>Metrecom</i> . Adaptado de (43).....	21
Figura 2-18: A - Posicionamento dos sensores electromiográficos de superfície. B - Posicionamento dos sensores electromagnéticos. Adaptado de (45).....	22
Figura 2-19: Indivíduo com sensores de movimento anexados: torácico (a), escapular (b) com pinos ósseos na espinha da omoplata e umeral (c) no úmero distal. Adaptado de (39). ....	23
Figura 2-20: Scapulalocator. Adaptado de (8). ....	23
Figura 2-21: Aspecto geral da colocação dos sensores electromagnéticos. Adaptado de (8).....	24
Figura 2-22: (A) Bordo escapular inferior-medial proeminente, classificado como discinesia de tipo I. (B) Bordo medial proeminente por inteiro – discinesia tipo II. (C) Migração superior excessiva do bordo superior-medial – discinesia tipo III. (D) Mobilidade escapular normal e simétrica – Discinesia tipo IV. Adaptado de (47). ....	24
Figura 2-23: Indivíduo posicionado em frente do transmissor, com receptores anexados às omoplatas e ao esterno. Adaptado de (47).....	25
Figura 2-24: Métrica Vertebral mecânico. Adaptado de (48). ....	26
Figura 2-25: a) Aspecto do segundo protótipo do Métrica Vertebral; b) e c) Eixos de movimento do segundo protótipo do Métrica Vertebral. Adaptado de (48). ....	27
Figura 2-26: Estrutura do equipamento. Adaptado de (48).....	28
Figura 2-27: Imagem binarizada com diferentes níveis de <i>threshold</i> . a) imagem original; b) T=0,3; c) T=0,4. Adaptado de (48). ....	30
Figura 2-28: Etapas da correcção de iluminação da imagem com construção de um plano. Adaptado de (48). ....	30
Figura 3-1: Fantoma utilizado nos testes de <i>software</i> . ....	33
Figura 3-2: Referências escapulares da omoplata direita: 1 - ângulo inferior; 2 - raiz da espinha da omoplata; 3 – ângulo pósterio-inferior do acrómio. Adaptado de (49). ....	34
Figura 3-3: Novas referências escapulares da omoplata direita: 1 - ângulo inferior; 2 - raiz da espinha da omoplata; 3 - meia distância da espinha; 4 – ângulo pósterio-inferior do acrómio. Adaptado de (49). ....	37
Figura 3-4: Sequência de movimentos padrão: a verde o primeiro, a azul as componentes x e z do segundo e a amarelo as componentes do terceiro. ....	38
Figura 4-1: Posições de Aquisição. ....	40

Figura 4-2: Eixos de coordenadas para efeitos de medição. Adaptado de (50).....	42
Figura 5-1: Segmentação da componente verde de imagens adquiridas antes (A) e depois (B) da intervenção.....	46
Figura 7-1: Destacado a vermelho: Vista lateral esquerda das coordenadas das apófises da coluna afectadas pelos movimentos ântero-posteriores do sujeito 4 durante a aquisição. ....	58
Figura 7-2: Destacado a vermelho: Vista posterior das coordenadas das apófises em ziguezague devido a movimentos laterais do sujeito 3 durante a aquisição. ....	58
Figura 7-3: Omoplatas esquerdas "puxadas" para baixo pelo <i>software</i> devido a uma não detecção de um dos pontos essenciais, na segunda posição de aquisição. Mais evidente em b) (sujeito 4) do que em a) (sujeito 1). ....	59
Figura 7-4: Conjunto de representações 2D do conjunto de dados resultante de uma aquisição com o protocolo Secção da coluna + Omoplatas no sujeito 6: a) vista lateral esquerda da omoplata esquerda (pontos, da esquerda para a direita: terceira, segunda e primeira referências escapulares); b) vista lateral direita do conjunto T12 (mais inferior) - C2 (mais superior); c) vista posterior da secção da coluna e omoplatas; d) vista lateral direita da omoplata direita; vista superior das omoplatas (os pontos mais superiores em cada omoplata correspondem às terceiras referências e são os que estão mais afastados do dispositivo; os pontos mais inferiores são as primeiras referências escapulares e são os que estão mais próximos). ....	60
Figura 7-5: Perspectivas latero-posteriores da aquisição do dorso e cintura escapular do sujeito 6: a) vista posterior lateral esquerda; b) vista posterior lateral direita. ....	61
Figura 8-1: Fluxograma da Função de Pesquisa e Detecção de referências escapulares da omoplata direita. ....	75
Figura 8-2: Fluxograma da Função de Pesquisa e Detecção de referências escapulares da omoplata esquerda. ....	76
Figura 8-3: Fluxograma da rotina de verificação de existência de pontos. ....	77
Figura 8-4: Fluxograma do Algoritmo de aquisição de dados referentes às apófises.....	78
Figura 8-5: Fluxograma do algoritmo de aquisição de dados referentes à omoplata direita. ....	79
Figura 8-6: Fluxograma do algoritmo de aquisição de dados referentes à omoplata direita. ....	80
Figura 8-7: Fluxograma do protocolo <i>Coluna Completa + Omoplatas</i> (1). ....	81
Figura 8-8: Fluxograma do protocolo <i>Coluna Completa + Omoplatas</i> (2). ....	82
Figura 8-9 - Fluxograma do protocolo Omoplata Direita.....	83

Figura 8-10: Fluxograma do protocolo Omoplata Esquerda. ....	83
Figura 8-11: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Coluna completa + Omoplatas no sujeito 1 (1) (2ª fase de testes). ....	84
Figura 8-12: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Coluna completa + Omoplatas no sujeito 1 (2) (2ª fase de testes). ....	84
Figura 8-13: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através dos protocolos Omoplata Direita e Omoplata Esquerda no sujeito 1 (2ª fase de testes). ....	85
Figura 8-14: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Coluna completa + Omoplatas no sujeito 2 (2ª fase de testes). ....	85
Figura 8-15: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através dos protocolos Omoplata Direita e Omoplata Esquerda no sujeito 2 (2ª fase de testes). ....	86
Figura 8-16: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Coluna completa + Omoplatas no sujeito 3 (2ª fase de testes). ....	86
Figura 8-17: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Omoplata Direita no sujeito 3 (2ª fase de testes). ....	87
Figura 8-18: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Coluna completa + Omoplatas no sujeito 4 (2ª fase de testes). ....	87
Figura 8-19: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através dos protocolos Omoplata Direita e Omoplata Esquerda no sujeito 4 (2ª fase de testes). ....	88
Figura 8-20: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Omoplata Esquerda no sujeito 5 (3ª fase de testes). ....	88
Figura 8-21: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Secção da coluna + Omoplatas no sujeito 6 (1) (2ª fase de testes). ....	89
Figura 8-22: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Coluna completa + Omoplatas no sujeito 6 (2ª fase de testes). ....	89
Figura 8-23: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através dos protocolos Omoplata Direita e Omoplata Esquerda no sujeito 6 (2ª fase de testes). ....	90
Figura 8-24: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Secção da coluna + Omoplatas no sujeito 6 (2) (3ª fase de testes). ....	90
Figura 8-25: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Secção da coluna + Omoplatas no sujeito 7 (3ª fase de testes). ....	91

## *Lista de tabelas*

---

Tabela 1: Tabela comparativa entre os equipamentos estudados .....	32
Tabela 2: Médias das medidas 1, 2 e 3. ....	34
Tabela 3: Tabela-resumo dos dados adquiridos em testes experimentais referentes a apófises.....	61
Tabela 4: Dados recolhidos em ambiente hospitalar pelo Dr. José Machado.....	71
Tabela 5: Medidas em função do Índice de Massa Corporal do paciente, por ordem crescente. ....	72
Tabela 6: Medidas em função da altura do paciente, por ordem crescente.....	73
Tabela 7: Medidas em função do peso do paciente, por ordem crescente. ....	74





## *Lista de símbolos, acrónimos e siglas*

---

Lista de símbolos, acrónimos e siglas usados com maior frequência nesta dissertação:

**2D** Duas dimensões / bidimensional

**3D** Três dimensões / tridimensional

**C1** 1ª vértebra cervical

**D2** 2ª vértebra dorsal

**D7** 7ª vértebra dorsal

**T1** 1ª vértebra torácica

**T3** 3ª vértebra torácica

**T7** 7ª vértebra torácica

**T9** 9ª vértebra torácica

**T12** 12ª vértebra torácica

**S1** 1ª vértebra sagrada

**Ap.** Apófise

**Âng.** Ângulo

**Cav.** Cavidade

**Chanf.** Chanfradura

**Fac.** Faceta

**Inf.** Inferior

**Sup.** Superior

**i.e.** isto é (do latim *id est*)

**mm** milímetro(s)

**cm** centímetro(s)

**px.** píxel(eis)



# CAPÍTULO 1      Introdução

O normal funcionamento do ombro está profundamente dependente do adequado e correcto movimento da omoplata. Esta constitui uma base para a estabilidade do membro superior através da articulação glenoumeral, mas, em contrapartida, deve contribuir para uma grande amplitude de movimentos por parte do ombro. Esta mobilidade é crucial, por exemplo, para a manutenção de um rácio apropriado de comprimento/tensão dos seus músculos estabilizadores. O posicionamento adequado da omoplata é essencial para minimizar as sobrecargas nas articulações glenoumeral e acromioclavicular (1; 2).

Alterações na função destes músculos podem originar alterações na posição de repouso da omoplata, condicionando, desta forma, todos os parâmetros de movimento do complexo articular do ombro. No que toca aos músculos motores da omoplata, a diminuição da sua força pode ter um efeito deletério na sua cinemática, alterando a função do ombro e o seu centro de rotação instantânea e, assim, conduzir à lesão e à incapacidade (3).

A coluna torácica relaciona-se com a omoplata através das costelas, podendo realizar rotações que regulam os ritmos escapuloumeral e glenoumeral. A mobilidade da coluna torácica é, portanto, fundamental para este conjunto que trabalha intrinsecamente ligado, sendo que o desequilíbrio muscular de um componente afectará inevitavelmente o outro (3). A cinemática escapulotorácica, em indivíduos saudáveis, envolve movimentos tridimensionais, associados entre si, nas articulações esternoclavicular e acromioclavicular. Compressão de tecido mole, inconsistências na activação ou força musculares, fadiga muscular e postura torácica são alguns fenómenos potencialmente contributivos para uma cinemática escapular anormal (4).

Devido à sua extrema mobilidade, a cintura escapular depende especialmente de forças musculares para a sua estabilização, pelo que as anormalidades são maioritariamente devidas a desequilíbrios musculares, que podem originar alterações no seu posicionamento e na amplitude de movimento dos membros superiores, principalmente devido à quebra de força muscular (fraqueza), e/ou encurtamento muscular dos músculos da cintura escapular (5). Estas alterações da posição da omoplata, em repouso ou durante o movimento, são designadas “discinesias escapulares”. A má postura corporal é um de entre vários factores contributivos para a ocorrência da discinesia escapular (6; 7).

A definição de uma posição (postura) como sendo “a normal” é, na realidade, muito controversa e complexa. A variabilidade de estímulos que rodeiam cada indivíduo influencia a normal postura de cada um, sendo que a posição inicial da omoplata estará dependente de aspectos antropométricos, de factores individuais. A actividade laboral é um factor significativamente responsável pelas posturas adoptadas, colocando várias vezes exigências tendiculares que, com o tempo, originam problemas neuromusculoesqueléticos (8).

Um dos desafios mais relevantes para a Engenharia Biomédica prende-se maioritariamente com a construção de equipamentos na área da saúde. No âmbito do que foi referido, avaliações precisas que permitam melhorar os cuidados de saúde ao nível da

prevenção deste tipo de discinesias devem ser amplamente promovidos. O Métrica Vertebral é um instrumento não invasivo desenvolvido com o intuito de identificar a posição 3D do vértice de cada uma das apófises espinhosas de C1 a S1, na posição de pé (patente Nacional (PT 103990 e Internacional (PCT/IB2009/005018) (9).

O primeiro protótipo era totalmente mecânico, com o posicionamento manual de cada uma das dezoito peças constituintes do sistema em coincidência com pontos nas projecções cutâneas das apófises espinhosas previamente marcados mediante palpação. Não obstante o facto de se encontrar ainda em fase de protótipo, a sua credibilidade começou desde logo a ser reconhecida, na medida em que foi aceite pelas Comissões de Ética da Faculdade de Ciências Médicas da UNL, da Maternidade Dr. Alfredo da Costa e da Administração Regional Lisboa e Vale do Tejo para ser aplicado a mulheres grávidas (10; 11).

Actualmente, e depois de diversas alterações realizadas no âmbito de dissertações de mestrado, o Métrica Vertebral ainda não dispensa a marcação prévia referida; contudo, conta já com um funcionamento semiautomático: graças a um *software* especificamente concebido, a estrutura do equipamento, agora constituída por uma única peça, munida de uma câmara de vídeo e de um díodo *laser*, move-se autonomamente segundo dois eixos (*x* e *z*) procurando fazer coincidir a marca de um díodo *laser* com os pontos previamente marcados à medida que os vai identificando, recorrendo a um algoritmo de processamento de imagem desenvolvido para o efeito, determinando, assim, as coordenadas espaciais de cada um. Este novo protótipo proporciona a obtenção de resultados em pessoas muito positivos e com grande resolução, através de um processo de aquisição de dados mais célere.

Com o propósito de tornar a análise realizada pelo Métrica Vertebral mais abrangente, o presente projecto tem como objectivo desenvolver este instrumento de forma a identificar também a posição da omoplata, pretendendo contribuir para uma melhor identificação de disfunções e/ou patologias ao nível do ombro (Figura 1-1) e representar uma inovação no campo da prevenção, uma vez que pode ser aplicado repetidas vezes sem prejuízo para o indivíduo, associando a análise da coluna vertebral à da omoplata. Por este facto, espera-se que este equipamento, enquanto método auxiliar de diagnóstico, venha a ter um elevado impacto clínico.



Figura 1-1: Curvatura da coluna e omoplata proeminente características de um paciente com lordose cervical. Adaptado de (12).

## CAPÍTULO 2 Revisão da Literatura

### 2.1 Anatomia da Cintura Escapular

A cintura escapular é um aglomerado ósseo composto pela omoplata e pela clavícula, cuja função é estabelecer a ligação entre o membro superior e o tórax. Segundo *Miranda* (2000), a cintura escapular possui quatro articulações principais: glenoumeral (articulação esferóide formada pela cabeça do úmero e pela cavidade glenóide da omoplata), acromioclavicular (articulação sinovial plana com três graus de liberdade e que une a omoplata à clavícula), escapulotorácica (articulação falsa entre a omoplata e o tórax) e esternoclavicular (articulação em sela entre a extremidade esternal da clavícula e a incisura formada pelo manúbrio do esterno e a primeira cartilagem costal) (13).

#### 2.1.1 Clavícula

A clavícula é um osso par, longo, com a forma de um S itálico e que se encontra disposto horizontalmente na porção ântero-superior do tórax, apresentando duas curvaturas, dois bordos e duas faces (Figura 2-1). Articula-se com o esterno e a primeira cartilagem costal (através da faceta articular da extremidade interna ou medial – articulação esternoclavicular) e com o acrômio da omoplata (através da faceta ovalar da extremidade externa ou lateral – articulação acromioclavicular) (14; 15).

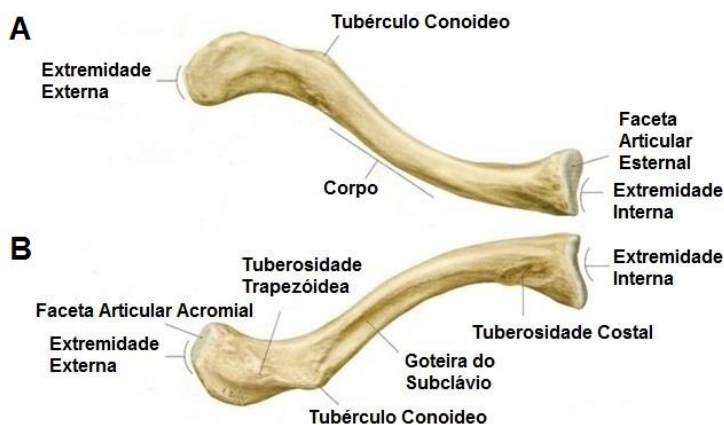


Figura 2-1: A - Face superior da clavícula; B - Face inferior da clavícula. Adaptado de (16).

#### 2.1.2 Omoplata

A porção dorsal da cintura escapular é constituída pela omoplata: osso par, chato (plano) e de formato triangular. Situa-se na região costal do ombro, na porção posterior e superior do tórax, e articula-se com dois outros ossos: o úmero (articulação glenoumeral) e a clavícula (articulação acromioclavicular), sendo que se articula com o tronco através desta última (14; 17).

Na vista posterior do tórax e da cintura escapular (Figura 2-2), a omoplata é, geralmente, representada como se se encontrasse no plano dorsal. Na verdade, deveria ser

representada em perspectiva dada a sua obliquidade. Na posição anatômica de referência, a omoplata estende-se a uma altura relativa correspondente à existente entre as vértebras D2 e D7 (18).

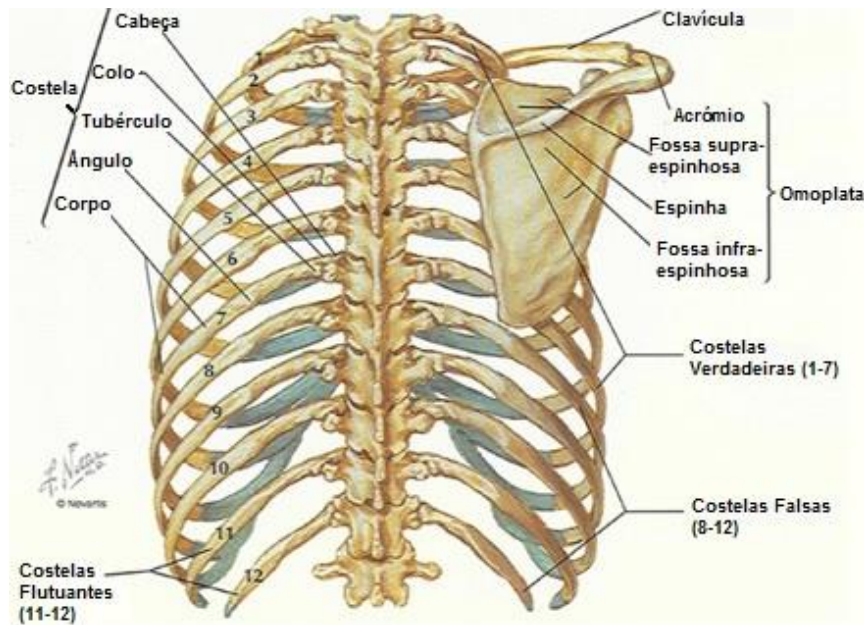


Figura 2-2: Perspectiva Sagital do Tronco. Adaptado de (19).

No plano coronal ou frontal, tem formato triangular, e possui três ângulos (inferior, lateral e superior), duas faces (anterior e posterior) e três bordos (superior, medial e lateral) (14).

A omoplata assume grande importância a nível funcional para os membros superiores, já que está associada a movimentos como, por exemplo, a abdução ou flexão do braço, onde existe movimento dos úmeros, das omoplatas e das clavículas. Os movimentos da omoplata requerem o seu deslizamento sobre o tórax, o que é permitido pela considerável flexibilidade do tecido mole (20). Adiante será abordada a biomecânica da cintura escapular considerada relevante no âmbito deste trabalho.

Este osso desempenha, ainda, um importante papel na funcionalidade do complexo articular do ombro, sendo a ponte de ligação que assegura a transferência de forças de alta intensidade dos membros inferiores e tronco para os membros superiores (21). Em termos de vascularização, os músculos escapulares são, em geral, irrigados pela artéria subescapular, que deriva da artéria subclávia (20).

### 2.1.2.1 Face Posterior da Omoplata

Na face posterior (Figura 2-3) encontra-se a espinha da omoplata, que termina numa apófise volumosa - o acrômio - cujo bordo interno apresenta uma faceta ovalar articular com a clavícula, onde se insere a articulação acromioclavicular. A porção posterior e lateral da

omoplata apresenta a cavidade glenóide, onde se localiza a articulação com a cabeça do úmero (articulação glenoumeral) (14; 22).

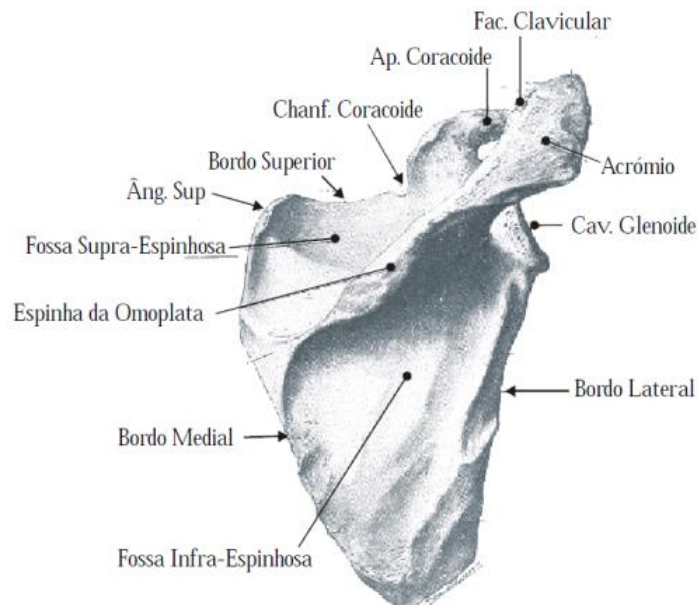


Figura 2-3: Face Posterior da Omoplata. Adaptado de (22).

#### 2.1.2.2 Face Anterior

A face anterior da omoplata (Figura 2-4) é uma face côncava, e nela está evidenciada a apófise coracóide, destinada a inserção muscular. É igualmente fácil observar a faceta da cavidade glenóide, onde se insere a articulação glenoumeral (14; 23).

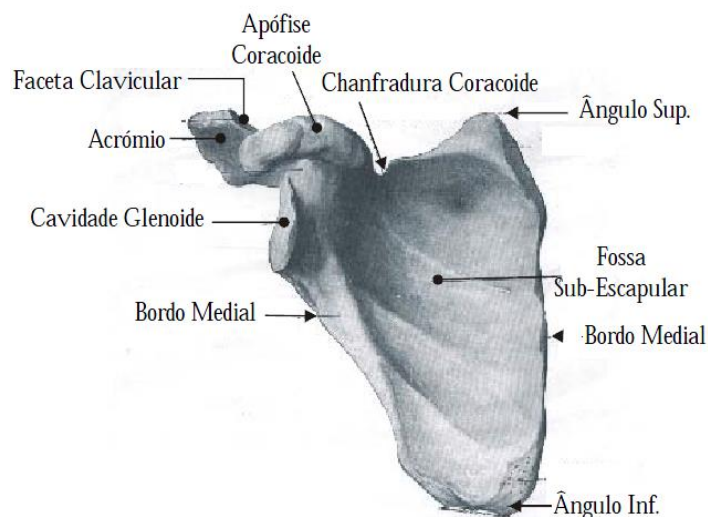


Figura 2-4: Face Anterior da Omoplata. Adaptado de (22).

### 2.1.3 Ombro

O complexo articular do ombro (Figura 2-5) é constituído por cinco articulações, que estão divididas em dois grupos:

- Primeiro grupo:
  - ✓ Articulação do ombro ou glenoumeral **1** – Articulação esferóide, pelo que se trata de uma enartrose, possuindo três eixos e três graus de liberdade. É anatomicamente verdadeira, isto é, envolve o contacto entre duas superfícies de deslizamento com revestimento cartilaginoso – cabeça do úmero (convexa) e cavidade glenóide da omoplata (côncava); trata-se da articulação mais importante deste grupo (18; 24);
  - ✓ Articulação subdeltóideia, ou segunda articulação do ombro **2** – Não é uma articulação no sentido anatómico, mas sim no sentido fisiológico, já que apresenta meramente um plano de deslizamento entre a face profunda do deltóide e o manguito rotador facilitado pela bolsa subdeltóideia; está mecanicamente relacionada com a articulação glenoumeral, uma vez que qualquer movimento desta última induz movimento na primeira (18; 25).
- Segundo grupo:
  - ✓ Articulação escapulotorácica **3** – É, à semelhança da subdeltóideia, uma articulação verdadeira não anatomicamente mas fisiologicamente. É a articulação mais importante deste grupo, sem, no entanto, conseguir funcionar sem as restantes do grupo à qual estão mecanicamente associadas (16; 25);
  - ✓ Articulação acromioclavicular **4** – Articulação verdadeira, em sela, situada na extremidade lateral da clavícula (18; 25);
  - ✓ Articulação esternoclavicular **5** – Articulação verdadeira, em sela, situada na extremidade medial da clavícula (18; 25).

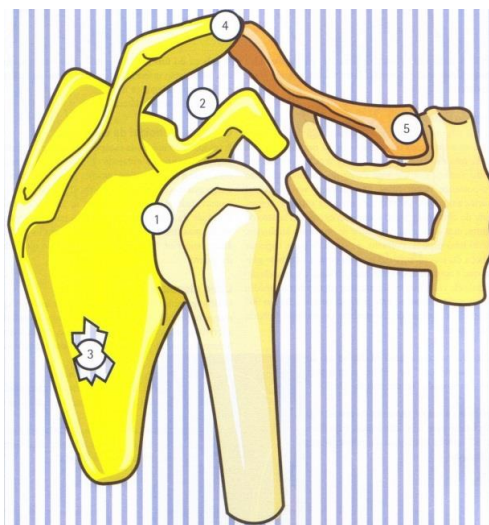


Figura 2-5: Complexo articular do ombro (18).



Em suma, todas as cinco articulações do complexo articular do ombro funcionam simultaneamente, em proporções variáveis entre si (18; 26).

### 2.1.4 Articulação Escapulotorácica

É uma falsa articulação que apresenta dois planos de deslizamento, como observado no corte horizontal do tórax (Figura 2-6) (18; 26).

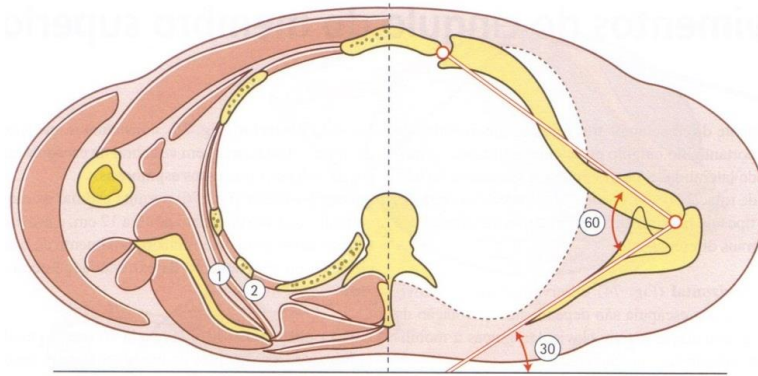


Figura 2-6: Secção transversal do tórax (I) (18).

No lado esquerdo da Figura 2-6 pode-se observar o volume torácico com a secção oblíqua das costelas e dos músculos intercostais. O corte da omoplata mostra-se torneado e sinuoso. No lado direito da mesma vista pode-se observar a arquitectura funcional da cintura escapular (18):

- ✓ O plano da omoplata forma um ângulo de 30° com o plano dorsal, paralelo ao plano frontal. Este ângulo representa o plano fisiológico de abdução do ombro;
- ✓ A clavícula, apesar da sua forma em S itálico, é oblíqua para trás e para fora, sendo que o seu plano forma um ângulo de 30° com o plano frontal;

Tendo em conta os dois pontos anteriores, a clavícula e a omoplata formam entre si um ângulo de 60° para dentro, na posição de referência, podendo a sua amplitude variar de acordo com os movimentos da cintura escapular.

## 2.2 Biomecânica da Cintura Escapular<sup>1</sup>

### 2.2.1 Fisiologia do Ombro

A articulação proximal do membro superior, mais usualmente designada “ombro”, é formada por três articulações sinoviais - esternoclavicular, acromioclavicular e glenoumeral - e uma articulação fisiológica - escapulotorácica. O resultado é uma amplitude de movimentos que ultrapassa a de qualquer outra articulação do corpo humano, por possuir três graus de liberdade

---

<sup>1</sup> As ilustrações presentes neste sub-capítulo (à excepção de 2.2.3) foram adaptadas de (18).

e três eixos principais (Figura 2-7) que permitem orientar o membro superior relativamente aos três planos do espaço (18; 27; 25):

1. **Eixo transversal (1, a vermelho)** incluído no plano frontal (plano B da Figura 2-8) - Permite movimentos de flexão-extensão realizados no plano sagital (plano A da Figura 2-8);
2. **Eixo anterior-posterior (2, a azul)** incluído no plano sagital - Permite os movimentos de abdução (afastamento do membro superior relativamente ao plano de simetria do corpo) e adução (aproximação do membro superior ao plano de simetria), ambos realizados no plano frontal;
3. **Eixo vertical (3, a verde)** determinado pela intersecção dos planos sagital e frontal - Permite os movimentos de flexão e de extensão realizados no plano horizontal (plano C da Figura 2-8) – também denominados flexão-extensão horizontal, com o braço em abdução de 90°;
4. **Eixo longitudinal do úmero (4, a laranja)** permite a rotação lateral do braço.

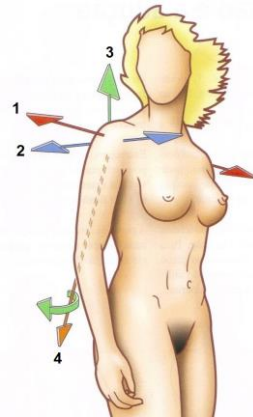


Figura 2-7: Eixos de movimento do ombro.

Como se pode observar na Figura 2-8, os três planos ortogonais de referência intersectam-se no ponto situado no centro do ombro e são os seguintes (18):

- ✓ Plano Sagital, **A** – ou, mais precisamente, parassagital já que o verdadeiro plano sagital atravessa o eixo longitudinal do corpo. Este é o plano de flexão-extensão;
- ✓ Plano Frontal, **B** – ou Coronal, paralelo ao plano de apoio dorsal. É o plano de abdução-adução;
- ✓ Plano Transversal, **C** – perpendicular ao eixo longitudinal do corpo. É o plano da flexão-extensão horizontal, i.e., permanecendo no plano transversal.

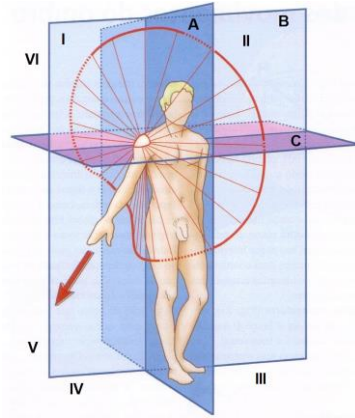


Figura 2-8: Planos Ortogonais de referência.

A seta vermelha que, na Figura 2-8, prolonga a direcção do braço corresponde não só à posição de função do ombro mas também à posição de equilíbrio dos músculos periarticulares, sendo, por essa razão, adoptada como posição de imobilização nas fracturas do ombro e do membro superior.

### 2.2.2 Movimentos da cintura escapular

Analiticamente, os movimentos da omoplata (Figura 2-9) podem ser divididos em três tipos: de lateralidade, verticais e de rotação. Na verdade, todos os tipos de movimento estão relacionados em diferentes graus (18).

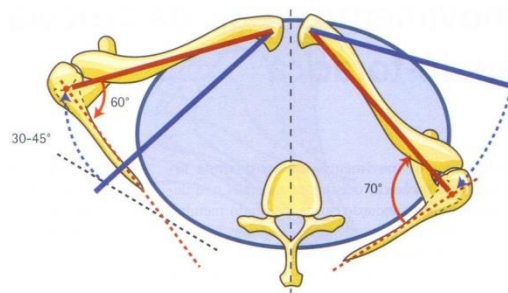


Figura 2-9: Secção transversal do tórax (II).

Observando o corte horizontal (Figura 2-9) conclui-se que os movimentos laterais da omoplata dependem da rotação da clavícula na articulação esternoclavicular, graças à mobilidade da articulação acromioclavicular (18; 25; 24):

- No caso de o ombro se deslocar para trás, num movimento de retropulsão (lado direito da figura), a direcção da clavícula torna-se posteriormente mais oblíqua, o que leva ao aumento do ângulo escapuloclavicular até  $70^\circ$  (18; 26);
- No caso de o ombro se deslocar para diante, num movimento de antepulsão (lado esquerdo da figura), o plano da clavícula aproxima-se do plano frontal, diminuindo o ângulo entre eles para menos de  $30^\circ$ , enquanto que o plano da omoplata se aproxima

do plano sagital. O ângulo escapuloclavicular ronda os  $60^\circ$  e a cavidade glenóide tende a orientar-se para diante. Neste movimento, o plano escapular variou entre  $30$  a  $45^\circ$  (18; 26).

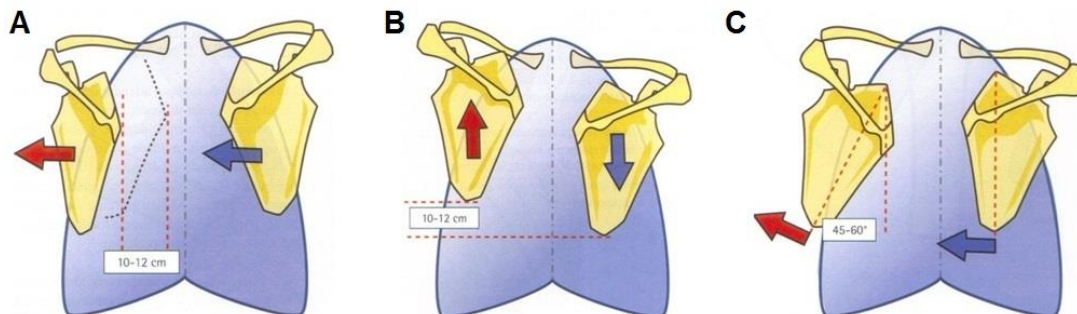


Figura 2-10: Movimentos da cintura escapular.

Da perspectiva posterior (Figura 2-10 - A), constata-se que a antepulsão do ombro afasta a margem vertebral da omoplata em 10-12 cm da linha das apófises espinhosas (coluna vertebral). A mesma perspectiva, mas num contexto diferente (Figura 2-10 - B), permite estimar a amplitude dos movimentos verticais, que são da ordem dos 10-12 cm e estão obrigatoriamente associados a um movimento de rotação e elevação ou abaixamento da extremidade lateral da omoplata. Num terceiro contexto, a perspectiva posterior (Figura 2-10 - C) revela os três importantes movimentos de rotação da omoplata. Esta rotação ocorre em torno de um eixo perpendicular ao plano escapular, passando por um centro situado junto do ângulo superior-lateral (18; 26):

- No caso de a rotação se dar para baixo (lado direito da imagem mais à direita), o ângulo inferior da omoplata desloca-se para dentro. No entanto, o principal efeito é a tendência de a cavidade glenóide, que desempenha um papel crucial nos movimentos globais do ombro, se voltar para baixo.
- No caso de a rotação se dar para cima (lado esquerdo da imagem), o ângulo inferior da omoplata desloca-se para fora e a cavidade glenóide tende a “olhar” para cima.

A coaptação - ou estabilização - do ombro, devido à sua grande mobilidade, não pode ser simplesmente atribuída aos seus ligamentos: os músculos coaptadores desempenham um papel fundamental nesta questão e podem ser divididos em dois grupos (18):

- i. Coaptadores transversais, que, dada a sua direcção, comprimem a cabeça do úmero na cavidade glenóide da omoplata (18; 25);
- ii. Coaptadores longitudinais, que suportam o membro superior e se opõem à luxação para baixo aquando da sustentação de grandes pesos por parte da mão, levando a cabeça umeral de volta à frente da cavidade glenóide. (18; 25; 24).

### 2.2.3 Alterações Biomecânicas da Cintura Escapular

A alteração da posição da omoplata, em repouso ou durante o movimento, designa-se “discinesia escapular”. Este termo é utilizado em rotina clínica para a descrição da falta de controlo do movimento fisiológico e da posição da omoplata em relação ao gradil costal. A discinesia escapular pode ser originada por diversos factores, de entre os quais a má postura corporal (como as excessivas cifose torácica ou lordose cervical), lesões nervosas, disfunções proprioceptivas, fracturas da clavícula ou lesões acromioclaviculares. Contudo, as causas mais comuns são resultado de alterações na activação e coordenação dos músculos estabilizadores da omoplata, bem como a diminuição de força ou défice de flexibilidade na contracção dos músculos e/ou ligamentos do ombro (6; 7).

A postura é especificamente identificada por alguns estudos epidemiológicos como o principal factor para as alterações músculo-esqueléticas do ombro, já que o alinhamento postural inadequado pode conduzir a alterações do tónus muscular e aumentar o *stress* biomecânico. Se os segmentos corporais estiverem fora do alinhamento normal por longos períodos, os músculos podem encurtar ou alongar. Estes desequilíbrios musculares podem originar alterações no posicionamento da omoplata e, consequentemente, na amplitude de movimento dos membros superiores (8).

A definição de uma posição (postura) como sendo “a normal” é, na realidade, muito controversa e complexa. A variabilidade inter-individual, como a variabilidade de estímulos que rodeiam cada indivíduo, influenciam a postura normal de cada um. Assim, dizer que uma posição é a normal, não é algo claro: é, pelo contrário, incompleto. Os resultados de um estudo demonstraram uma interacção de diversas características: a posição inicial da omoplata estará dependente de aspectos antropométricos, de factores individuais. A postura é um comportamento e o meio para concretizarmos uma função; a actividade laboral é um factor significativamente responsável pelas posturas adoptadas, colocando várias vezes exigências tendiculares que, com o tempo, originam problemas neuromusculoesqueléticos (8).

Quando os músculos coaptadores longitudinais estão enfraquecidos ou paralisados, ocorre aquilo a que se chama “síndrome da omoplata oscilante”. Em contrapartida, quando a actividade destes músculos predomina, a luxação da cabeça umeral para cima é impedida pela acção de “recentralização” dos músculos coaptadores transversais (18).

A predominância dos coaptadores longitudinais pode, a longo prazo, “requisitar” a participação dos músculos do manguito rotador, que actuam como verdadeiros “coxins” entre a cabeça do úmero e o acrómio, podendo inclusivamente levar à ruptura de alguns deles. Isto leva a que a cabeça umeral choque com a face inferior do acrómio e do ligamento coracoacromial, provocando as dores da condição classicamente denominada “periartrose glenoumeral”, actualmente definida “síndrome da ruptura do manguito rotador” (18; 25).

A disfunção escapulotorácica tem sido reconhecida, nos últimos anos, como um importante factor no diagnóstico e tratamento de um grande número de lesões do ombro. Devido à sua importância no complexo articular do ombro, o movimento anormal da omoplata

vem sendo associado a patologias tais como “síndrome do impacto”, “ombro congelado” (ou “capsulite adesiva”) e instabilidade glenoumeral. O termo “impacto do ombro” foi introduzido por Neer (1972) e refere-se à compressão do manguito rotador, da bolsa subacromial e do tendão do bíceps contra a superfície ântero-inferior do acrómio e do ligamento coracoacromial, sobretudo durante a elevação do membro superior. Segundo Kibler *et al.* (2003), 68% dos pacientes que sofrem de “síndrome do impacto”, 94% daqueles que apresentam lesão do lábio glenóideo e 100% dos que apresentam instabilidade glenoumeral, possuem discinesia escapular (1; 6; 28; 29).

O tema “discinesias escapulares” tem sido alvo de vários estudos nas últimas duas décadas: Warner *et al.* (1992) avaliaram a assimetria escapular em pacientes com instabilidade glenoumeral e síndrome do impacto através de uma análise topográfica, tendo estabelecido uma associação entre a disfunção escapulotorácica e as lesões que geram disfunções clínicas no ombro. O tópico que permanece em dúvida até aos dias de hoje está relacionado com o facto de esta disfunção representar ou não um fenómeno primário ou secundário nas lesões do ombro (30).

A escoliose é um desvio da coluna vertebral no plano frontal, acompanhado de uma rotação e de uma flexão lateral vertebral. Um dos seus sintomas é a proeminência de uma omoplata que não assenta normalmente devido a uma protuberância das costelas originada pela rotação da caixa torácica consequente da anormal curvatura da coluna (Figura 2-11) (31).

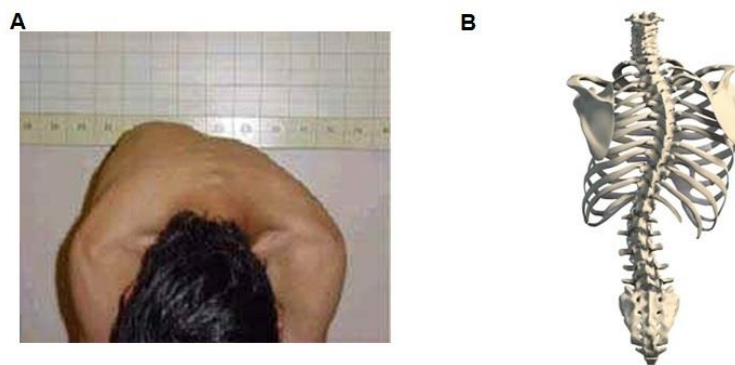


Figura 2-11: A - Omoplata proeminente de um indivíduo com escoliose. Adaptado de (31);

B – Perspectiva anatómica do fenómeno presente em A. Adaptado de (12).

Este exemplo é um motivo, que, associado a todos os factos expostos anteriormente, torna relevante a determinação simultânea da curvatura da coluna vertebral e da posição das omoplatas (31). Por sua vez, este é o principal objectivo do presente projecto.

## 2.3 Relação Coluna Cervical e Torácica / Cintura Escapular

Alguns estudos importantes na área da anatomia e da biomecânica incidiram na relação entre as curvaturas das colunas cervical e torácica e a posição e orientação das omoplatas. Em

ortopedia e em reabilitação desportiva, as lesões músculo-esqueléticas no ombro são extremamente comuns. Em particular, as lesões de esforço (*overuse*) são caracterizadas por dores com surgimento gradual e vagaroso, sem sintomas específicos, e devidas a microtraumas em tecidos neuromusculoesqueléticos originados por tensões repetitivas e acumuladas (32).

As lesões de esforço do ombro podem ser classificadas como de impacto primário com inflamações, tendinites, desgaste de tecido subacromial e fibrose capsular, ou secundário, com instabilidade ou frouxidão da articulação glenoumeral (cavidade glenóide). A etiologia das lesões de esforço é multifactorial, sendo que entre os factores extrínsecos mais contributivos está a disritmia escapular, caracterizada pela alteração do ritmo escapular e da posição de repouso da omoplata, incluindo o movimento de *winging* do seu bordo medial (32).

Profissionais da área da saúde postularam que o anormal alinhamento entre as porções torácica e cervical da coluna altera a posição de repouso da omoplata, algo frequentemente verificado em exames clínicos do ombro devido a lesões por esforço (32). Desequilíbrio da cintura escapular, alterações nas razões tensão/comprimento musculares, na congruência articular, na coesão de ligamentos, na artrocinemática e no movimento geral do ombro podem ser devidos a desalinhamentos posturais. Um exemplo comum deste fenómeno é a combinação “cabeça avançada relativamente aos ombros (deslocada anteriormente) + ombros arredondados” (do inglês *forward head posture with rounded shoulders*) (32).

Associadas a este desalinhamento estão algumas alterações posturais como extensão da articulação atlanto-occipital<sup>2</sup>, inversão da lordose da coluna médio-cervical, aumento da cifose da coluna médio-torácica, protração (abdução) das omoplatas com rotação para baixo (o ângulo inferior das omoplatas aproxima-se da coluna enquanto que a cavidade glenóide se desloca no sentido anterior-inferior) e rotação interna do úmero. Este desalinhamento postural altera a normal orientação do plano escapular, que se encontra, geralmente, desfasado entre 30 e 45° do plano frontal (32; 33). Para melhor se compreenderem as alterações anatómicas referidas, as figuras Figura 2-12 e Figura 2-13 ilustram, respectivamente, as normais curvaturas fisiológicas da coluna vertebral e as rotações tridimensionais da omoplata.

---

<sup>2</sup> Articulação entre o crânio e a primeira vértebra cervical (atlas)



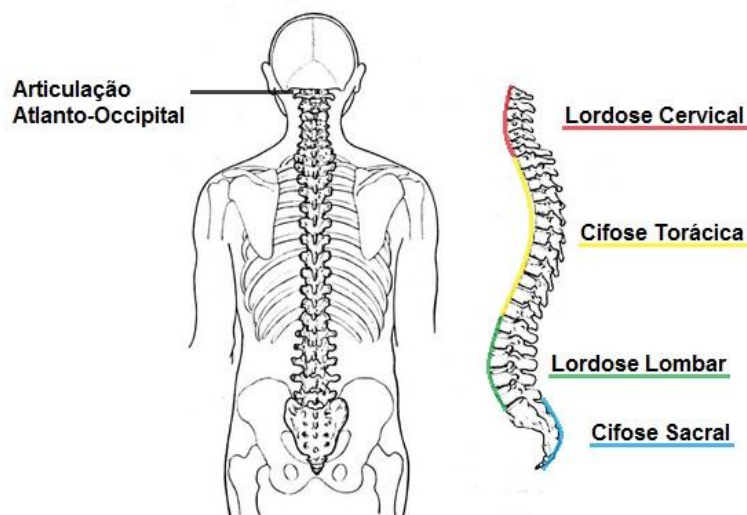


Figura 2-12: Curvaturas fisiológicas da coluna vertebral e articulação atlanto-occipital. Adaptado de (34).

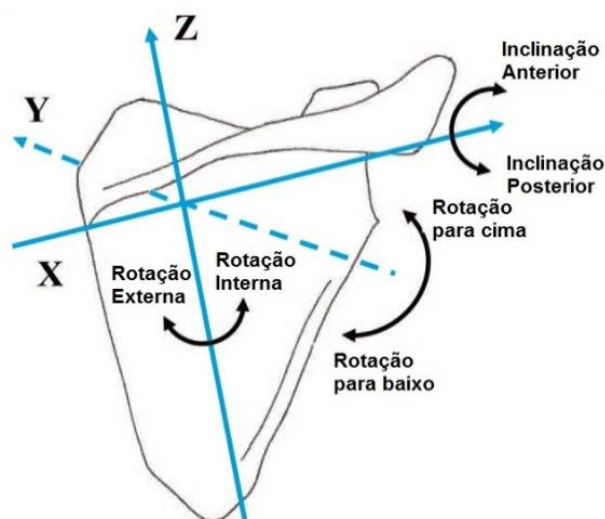


Figura 2-13: Eixos escapulares (X, Y, Z) e rotações tridimensionais: as rotações para cima e para baixo ocorrem em torno do eixo Y; as rotações interna e externa ocorrem em torno de Z; as inclinações anterior e posterior dão-se em torno de X. Adaptado de (33).

Desequilíbrios nos músculos para-escapulares podem resultar em alterações na posição das omoplatas: *winging* do seu bordo medial, rotação do ângulo inferior para baixo e disritmia escapular. O enfraquecimento dos músculos do manguito rotador posterior (espinhal e redondo menor) resulta no afrouxamento do acoplamento na articulação glenoumeral e na incapacidade dos músculos do manguito rotador para controlarem o movimento para cima por parte da cabeça umeral produzido pela contração do músculo deltóide durante a elevação do úmero. A consequência final pode ser o impacto subacromial repetitivo por parte cabeça umeral (32; 35).



Em 1990, *Diveta et al* protagonizaram um estudo que visava abordar a relação existente entre a acção dos músculos trapézio medial e peitoral menor e a posição da omoplata, na posição ortostática relaxada. A protração escapular foi definida como sendo o quociente entre a distância existente entre a coluna torácica e a raiz da espinha escapular e a distância existente entre esta e a extremidade do acrómio (32).

*Kibler*, em 1991, por outro lado, mediu a protração escapular usando uma fita entre a apófise espinhosa de T7 e o ângulo inferior da omoplata. Nesse estudo, *Kibler* considerou normal uma assimetria inferior a 1 cm numa comparação bilateral de ambas as omoplatas, atribuindo valores superiores a síndromes de impacto no ombro (32).

*Greigel-Morris et al.* estudaram, em 1992, a incidência de anormalidades posturais da coluna torácica e cervical e dos ombros, bem como a sua associação com a dor em dois grupos etários de pacientes saudáveis. Concluíram que pacientes com “arredondamento” de ombros e cifose torácica severos tinham uma incidência superior de dor interescapular, enquanto que aqueles que apresentavam a cabeça acentuadamente avançada em relação aos ombros tinham dores na coluna cervical e na região interescapular e dores de cabeça (32).

Em 1995, *Greenfield et al.* avaliaram a postura em dois grupos de sujeitos: com lesões de esforço e saudáveis. As protração e rotação escapulares foram medidas com o sujeito na posição ortostática, após alguns procedimentos para ir ao encontro da sua posição de auto-equilíbrio (Figura 2-14) (32).

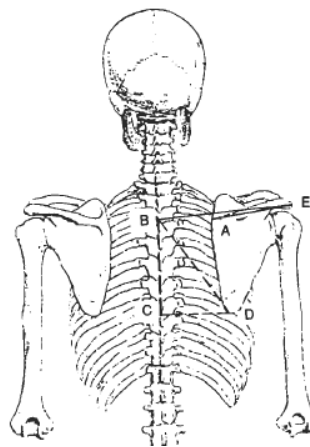


Figura 2-14: Referências anatômicas utilizadas para medição das protração e rotação escapulares. Adaptado de (32).

De acordo com a Figura 2-14, a protração escapular foi medida através da palpação e marcação, com uma caneta de tinta lavável, da raiz da espinha da omoplata (A) e da extremidade do acrómio (E). O ponto na coluna torácica ao nível da raiz da omoplata foi igualmente assinalado (B). Assim,

$$\text{Protracção escapular} = \frac{BAE}{AE}$$

, onde BAE e AE são, respectivamente, as distâncias existentes entre B e E e entre A e E (32).

Por outro lado, a rotação escapular foi quantificada mediante palpação e marcação do ângulo inferior da omoplata (D) e do ponto da coluna torácica situado ao nível do mesmo (C). Assim,

$$\text{Rotação escapular} = \theta = \tan^{-1} \left( \frac{CD}{BC} \right)$$

, onde CD e BC são, respectivamente, as distâncias existentes entre C e D e entre B e C (32).

A simetria escapular foi determinada para cada sujeito através da seguinte fórmula:

$$\text{Simetria} = \frac{L}{R}$$

, onde L e R representam a razão entre as protração e rotação da omoplata esquerda e direita, respectivamente (32).

O desalinhamento “cabeça avançada relativamente aos ombros” (Figura 2-15) foi avaliado através do ângulo existente entre a recta horizontal (H) que passa por C7 (G) e a que passa por C7 e pelo trago da orelha (F). A sétima vértebra cervical foi identificada mediante identificação da sexta. Esta é facilmente reconhecível pois, durante a sua palpação, a projecção cutânea da sua apófise “desaparece” com a gradual transição da posição da cabeça de inclinação para a frente para a postura de repouso (32).

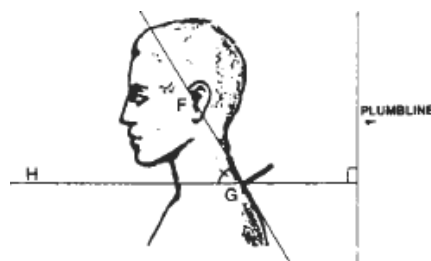


Figura 2-15: Vista lateral do sujeito para avaliação do desalinhamento "cabeça avançada relativamente aos ombros". Adaptado de (32).

A curvatura da coluna médio-torácica foi medida através da palpação e marcação das apófises de T2 e T12. A extremidade da régua flexível (*flexiruler*) foi posicionada na marca de T2 e assinalou-se a posição de T12. Posteriormente, a régua foi transferida para uma folha de papel, onde se traçou a curva da mesma, medindo-se aí o comprimento e a altura da curva, em

centímetros, de acordo com a Figura 2-16. A curvatura médio-torácica foi determinada da seguinte forma:

$$\text{Curvatura médio-torácica} = \theta = 4 \times \arctang\left(2 \times \frac{h}{l}\right)$$

, onde h representa a altura da curva e l o seu comprimento (32).

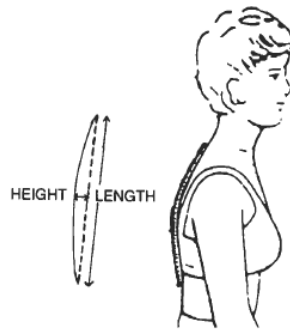


Figura 2-16: Medições da curvatura médio-torácica. Adaptado de (32).

O método utilizado neste estudo para a determinação das protração e rotação escapulares foi validado quando comparado com medições efectuadas através de raios-X (32).

Não foram encontradas diferenças significativas nas protração, rotação ou simetrias escapulares entre os grupos de pacientes e de sujeitos saudáveis, nem entre as omoplatas esquerda e direita, para cada paciente. A “cabeça avançada relativamente aos ombros” esteve largamente mais presente no grupo de pacientes, sendo prova disso ângulos mais agudos entre a coluna cervical e a horizontal para os indivíduos desse grupo (32).

*Greenfield et al.*, num outro estudo realizado em 1991, encontraram cifoses torácicas acentuadas em nadadores sem alterações significativas nas protração e rotação escapulares. Por outro lado, em 1993, *Culham e Peat* não encontraram qualquer correlação entre a curvatura espinhal torácica e as protração e rotação escapulares; no entanto, encontraram uma correlação positiva entre a inclinação anterior escapular e a cifose torácica (32).

Esta correlação foi também estudada por outros autores: um menor comprimento do músculo peitoral menor foi associado a uma maior rotação escapular interna e a uma menor inclinação posterior aquando da elevação do braço. A hipercifose torácica altera o posicionamento dinâmico escapular: o acrómio estará mais abaixo, levando a uma diminuição do espaço subacromial com conseqüente risco de impacto da cabeça umeral. O facto de uma posição desleixada de sentado diminuir a inclinação posterior e a rotação lateral da omoplata durante o movimento de elevação do braço apoia este ponto de vista (35; 36).

A elevação de um membro superior produz uma rotação das porções média e inferior da coluna cervical para o lado do membro em movimento, acompanhado de uma contra-rotação

para o lado oposto por parte da articulação atlanto-axial<sup>3</sup>. A elevação simultânea de ambos os membros superiores engloba, supostamente, flexão da porção superior da coluna torácica e extensão nas articulações cervical e atlanto-occipital (32).

Assim sendo, a disfunção da coluna cervical devido a alterações posturais pode influenciar o normal funcionamento do complexo do ombro. Não obstante, permanece dúvida a proposição de que a alteração postural na coluna cervical esteja persistentemente presente em pacientes com lesões de esforço do ombro (32).

O movimento de *winging* do bordo medial da omoplata no plano transversal e a inclinação anterior da omoplata, no plano sagital, são movimentos suplementares das omoplatas. O *winging* do bordo medial causado por enfraquecimento dos músculos paraescapulares (trapézio médio, romboíde e serrátil anterior) foi já descrito como sendo uma alteração postural comum quando na presença de lesões do ombro (32; 35).

O músculo serrátil anterior tem como principal função a manutenção do ângulo inferior da escápula junto ao tórax, durante a elevação dos membros superiores. Alguns estudos já demonstraram que a menor activação dessa musculatura está associada a uma maior inclinação anterior da omoplata (37). Sendo esta menor activação devida ao seu enfraquecimento e sendo este devido, por sua vez, a alterações posturais, nomeadamente, na coluna vertebral, então a alteração da orientação e posição das omoplatas pode, de facto, estar relacionada com anormalidades no que toca às curvaturas da coluna.

## 2.4 Avaliação da posição da omoplata: estudos e métodos

A mobilidade escapular tem sido estudada mediante vários métodos.

Em 1884, ao observar movimentos de vários indivíduos, *Cathcart* sugeriu que os movimentos nas articulações glenoumeral e escapulotorácica ocorriam sincronamente durante a elevação do membro superior acima da cabeça. Meio século depois, em 1934, *Codman* designou este movimento síncrono de “ritmo escapuloumeral”. Desde então, foram realizadas inúmeras investigações referentes à cinemática do ombro e ao ritmo escapuloumeral, sendo a grande maioria limitada a estudos bidimensionais da rotação escapular para cima, em torno de um eixo perpendicular ao plano da omoplata durante a elevação do úmero (38).

Em 1944, *Inman et al.* recorreram a análises bidimensionais de radiografias para documentar a posição escapular, tendo estabelecido então uma relação de 2:1 entre a elevação glenoumeral e a rotação da omoplata para cima, que se manteve como a descrição clássica do “ritmo escapuloumeral” (39).

---

<sup>3</sup> Articulação entre as primeira (atlas) e segunda (axis) vértebras cervicais

Os métodos bidimensionais falham, contudo, para movimentos extra plano escapular, o que pode originar erros significativos ao subestimar a complexidade do movimento. Estudos mais recentes começaram a identificar componentes de um padrão de movimento mais complexo, tridimensional, recorrendo a sistemas de avaliação por digitalização, radiográficos e electromagnéticos (39).

Neste contexto, a omoplata tem sido particularmente difícil de “acompanhar” durante o funcionamento dinâmico do ombro, muito em parte devido ao facto de as técnicas radiográficas e de digitalização necessitarem de um posicionamento estático e de referências à superfície. A utilização destas referências (marcadores) é dificultada pela forma alongada e achatada da omoplata, bem como pelo seu revestimento de tecido mole e significativa mobilidade subcutânea (39). O métrica vertebral, por não pretender monitorizar o movimento da omoplata, mas sim a sua posição de repouso com o indivíduo na posição de pé, não está limitado por estes factores, já que o equipamento identifica os pontos marcados manualmente sobre referências ósseas deste osso, calculando posteriormente a posição de cada um. Uma vez que os pontos ósseos de referência são marcados mediante a sua palpação, o revestimento de tecido mole pode dificultar o seu reconhecimento.

*Kibler* descreveu, em 1991, o teste do deslizamento lateral. O procedimento deste teste consistia em medições desde a apófise espinhosa de T7 ao ângulo inferior da omoplata e foi modificado por *Davies* e *Dickoff-Hoffmans* (1993) com a adição de duas outras posições (40).

*T'Jonck et al.* (1996) escreveram que, apesar de requerer um longo período de adaptação, a técnica de *Kibler* constituía uma técnica fiável e podia representar uma base para outros estudos por apresentar a vantagem de avaliar três posições. Na opinião destes autores, esta técnica era um método rápido e prático de avaliação de pacientes antes e depois de programas de reabilitação ao nível de patologias do ombro, determinando a posição e rotação escapulares sem necessidade de recorrer a dispositivos sofisticados (40).

Entretanto, o objectivo dos investigadores tem sido a obtenção de modelos biomecânicos fiáveis e realistas do funcionamento do ombro. De forma a obter modelos que permitam detectar, com exactidão, cinemáticas anormais passíveis de originar patologias ao nível do ombro, são necessárias medições rigorosas da posição e da orientação da omoplata. Estas medições são muito dificultadas, no caso dos métodos não invasivos, pelo facto de a omoplata ser um osso largo e achatado, sem um centro de rotação fixo e coberto por uma substancial camada de tecido mole (41; 28).

Diversos estudos, entre os quais os realizados por *DiVeta et al.* (1990), *Neiers* e *Worrell* (1993), *Pearl et al.* (1993), *Gibson et al.* (1995), e *Sobush et al.* (1996), visaram a quantificação da posição da omoplata. Apesar das tentativas destes autores, um grande número de clínicos continuou a recorrer a técnicas subjectivas de determinação da posição escapular (42).

Para *Plafcan et al.* (1997) era particularmente relevante a inexistência de técnicas objectivas de medição do movimento ou deslocação escapular posterior (42).

Os movimentos escapulares de *winging*<sup>4</sup> e *tipping*<sup>5</sup>, que envolvem movimento posterior da omoplata, são frequentemente citados como importantes componentes na avaliação e reabilitação do ombro. Ambos os fenómenos, resultantes de movimentos rotatórios na articulação acromioclavicular e que ocorrem nos planos transversal e frontal, respectivamente, dão-se simultaneamente com movimentos na articulação glenoumeral. *Plafcan et al.* traçaram, então, o objectivo de fazer face à inexistência de métodos objectivos de avaliação do movimento posterior da omoplata, segundo um procedimento que não será aqui aprofundado (42).

*Kebaetse et al.* (1999) e *Wang et al.* (1999) recorreram, no âmbito da cinemática tridimensional escapular, a um dispositivo denominado *Metrecom*. O sistema de análise *Metrecom* permite a determinação da posição da omoplata e da amplitude de movimento do ombro, sendo projectado para a análise postural torácica. É um dispositivo computadorizado de medição composto por sistemas mecânicos articulados com 6 graus de liberdade e equipados com potenciómetros de precisão (Figura 2-17). Possui um terminal munido de uma sonda de mão utilizada para digitalizar pontos ósseos de referência. As coordenadas cartesianas da posição da extremidade da sonda são adquiridas e, subsequentemente, a informação é transmitida para o computador onde é convertida em coordenadas x, y e z que definem a posição dos pontos digitalizados. A partir destes pontos é possível calcular a posição tridimensional da omoplata (43; 44).

O *Metrecom* permite calcular, de forma simples, a posição tridimensional de qualquer ponto com o qual a extremidade da sonda coincida. No entanto, comparativamente com o Métrica Vertebral, para além de implicar contacto entre o equipamento e o paciente para determinação da posição das estruturas ósseas, requer ainda uma estrutura volumosa de estabilização que difere obrigatoriamente de paciente para paciente e não dispensa a intervenção de um técnico a tempo inteiro para mover a sonda de ponto em ponto.

---

<sup>4</sup> *Norkin e Levangie* (1992) definiram o *winging* escapular como sendo o deslocamento posterior do bordo vertebral (medial) da omoplata relativamente ao tórax.

<sup>5</sup> Os mesmos autores definiram o *tipping* como sendo o deslocamento posterior do ângulo inferior da omoplata (movimento de inflexão).

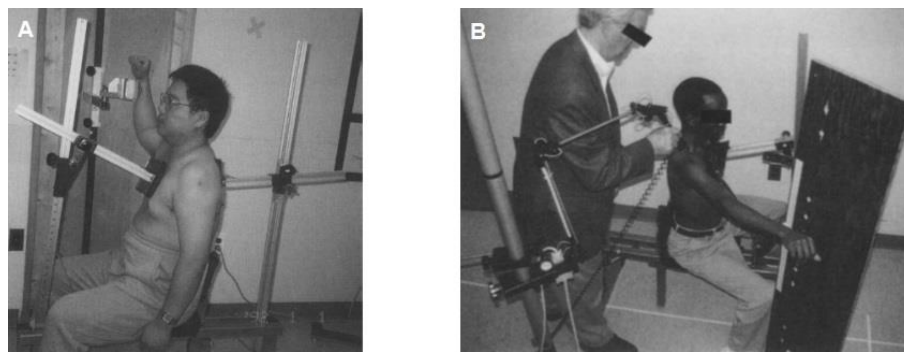


Figura 2-17: A - Sujeito sentado na cadeira de estabilização e posicionado para um exame isométrico da rotação interna do úmero com o *Metrecom*. Adaptado de (44); B - Sujeito sentado na estrutura de estabilização durante uma digitalização recorrendo ao *Metrecom*. Adaptado de (43).

Movimentos que incluam translações excessivas (superiores e anteriores) da cabeça umeral na cavidade glenóide, rotação lateral (externa) inadequada do úmero e défices na rotação para cima e na inflexão posterior da omoplata no tórax, ambas decorrentes da elevação do úmero, são problemáticos do ponto de vista articular (45).

A este propósito, o recurso a técnicas radiográficas e fluoroscópicas a duas dimensões por parte de *Poppen* e *Walker*, em 1976, e *Eto*, em 1991, por exemplo, demonstrou uma anormal cinemática do ombro em alguns indivíduos com síndrome do impacto durante a elevação do úmero. Mais recentemente, *Lukasiewicz et al.* quantificaram, em 1999, a orientação escapular a três dimensões em posições estáticas da elevação do membro superior no plano escapular através da comparação entre resultados obtidos para indivíduos com e sem síndrome do impacto (45).

Em 2000, *Ludewig* e *Cook* pretenderam proporcionar uma análise 3D comparativa da cinemática glenoumeral e escapulotorácica e respectiva activação muscular, em indivíduos com sintomas de síndrome do impacto relativamente a outros sem quaisquer sintomas mas sujeitos a uma sobrecarga de trabalho ocupacional (45).

A posição e orientação 3D do tórax, omoplata e úmero de cada indivíduo foram obtidas com recurso ao *Polhemus FASTRAK*, um sistema electromagnético de detecção de movimento, a uma frequência de amostragem de 40 Hz, em simultâneo com recolha de dados electromiográficos. Para tal, foram posicionados (Figura 2-18 - A) sensores de superfície electromiográficos sobre as porções superior e inferior do músculo trapézio e sobre a porção ântero-inferior do músculo serrátil anterior. No cúbito distal do pulso esquerdo foi colocado um sensor de referência. Simultaneamente, colocaram-se (Figura 2-18 - B) sensores electromagnéticos para monitorização do movimento tridimensional do tronco, omoplata e úmero (45).

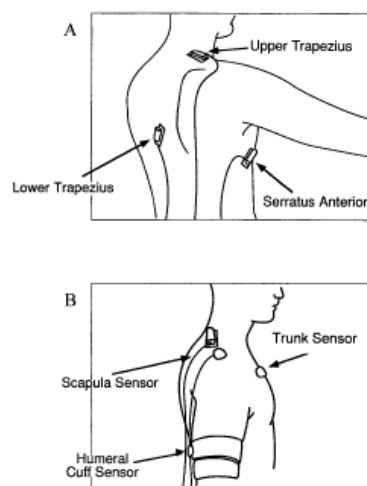


Figura 2-18: A - Posicionamento dos sensores electromiográficos de superfície. B - Posicionamento dos sensores electromagnéticos. Adaptado de (45).

McClure *et al.*, em 2006, recorreram a um sistema semelhante, o *Polhemus 3SPACE FASTRAK\**, num estudo da cinemática escapular tridimensional. Este sistema electromagnético de análise de movimento foi, neste caso, utilizado para adquirir dados referentes à cinemática do complexo articular do ombro. Um transmissor montado numa base fixa emitia um sinal depois detectado por receptores anexados a segmentos ósseos de interesse. Estes receptores actuavam como sensores de determinação da posição e orientação de cada segmento (46).

O sensor torácico é posicionado ao nível da apófise espinhosa de T3, com fita adesiva de face dupla; o receptor umeral é posicionado no úmero distal através de uma braçadeira elástica; por fim, o receptor escapular é posicionado na omoplata com fixadores de velcro adesivo (Figura 2-18 - B) (46). Ao contrário do que acontece com os dispositivos *Polhemus*, o Métrica vertebral dispensa a sujeição dos pacientes a campos electromagnéticos destinados à detecção da posição dos respectivos sensores na pele do paciente, recorrendo, por outro lado, à detecção de pontos manualmente marcados através de algoritmos de processamento de imagem.

McClure *et al.*, já tinham, num estudo de 2001, visado descrever a mobilidade tridimensional da omoplata durante movimentos dinâmicos do membro superior, *in vivo* e sob diversas condições. Para tal utilizaram um sistema tridimensional electromagnético onde o sensor de movimento se encontrava anexado directamente à omoplata através de dois pinos ósseos inseridos em perfurações na espinha da mesma, com o paciente sob anestesia local. Dois outros sensores foram utilizados: um na posição da apófise espinhosa de T3 e outro anexado ao úmero distal (Figura 2-19) (39). Este estudo visava, também, quantificar o erro associado de técnicas não-invasivas, acarretando, para tal, a óbvia desvantagem de ser um sistema invasivo, com recurso a anestesia e perfurações ósseas prévias.



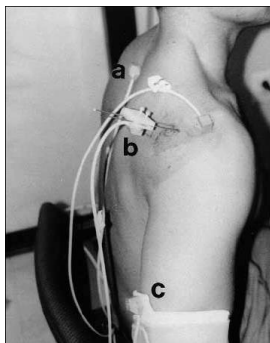


Figura 2-19: Indivíduo com sensores de movimento anexados: torácico (a), escapular (b) com pinos ósseos na espinha da omoplata e umeral (c) no úmero distal. Adaptado de (39).

Para a análise tridimensional da omoplata, *Guerreiro e Matias (2007)* recolheram dados cinemáticos através de um dispositivo de varrimento electromagnético - *hardware: Flock of Birds System Ascension Technology; software: MotionMonitor* - constituído por um transmissor de longo alcance e um conjunto de quatro sensores electromagnéticos. O sistema permite o registo da posição e orientação (posição 3D) dos sensores electromagnéticos quando estes estão inseridos num campo electromagnético gerado pelo transmissor (8).

No registo cinemático, estes quatro sensores foram distribuídos da seguinte forma: três para o registo da posição tridimensional do tórax, omoplata e úmero, e um para o *stylus* (descrito à frente). O sensor do tórax foi colocado perto da apófise espinhosa de T1; o do úmero foi montado numa braçadeira de plástico, firmemente ajustada à face externa do braço através de uma banda de velcro; por fim, o sensor da omoplata foi montado num dispositivo especialmente concebido para identificar a posição da omoplata: o *Scapulalocator* (Figura 2-20) (8).



Figura 2-20: Scapulalocator. Adaptado de (8).

O *Scapulalocator* é composto por duas hastes de acrílico transparente que se articulam através de um parafuso ajustável. Em três das extremidades das hastes encontram-se ponteiros do mesmo material que permitem, após ajustamento, um contacto simultâneo com três referências ósseas (ângulo acromial, ângulo inferior da omoplata e raiz da espinha da omoplata), o que torna a digitalização mais fidedigna (8).

Um quarto sensor foi montado num ponteiro, o *stylus*, que, depois de calibrado, permitiu o registo da posição 3D de várias referências ósseas do tórax, úmero e omoplata, previamente identificadas por palpação e posteriormente utilizadas na determinação dos sistemas de coordenadas locais daqueles segmentos ósseos. Neste registo, a extremidade pontiaguda do *stylus* foi colocada sobre a referência óssea a estudar. Este procedimento foi realizado com o sujeito na posição de pé anteriormente descrita, simultaneamente com o posicionamento do *Scapulalocator* (Figura 2-21) (8).



Figura 2-21: Aspecto geral da colocação dos sensores electromagnéticos. Adaptado de (8).

Embora versátil, o método usado por *Guerreiro e Matias* (2007), para além de requerer o uso de sensores electromagnéticos, de dois dispositivos próprios (*Scapulalocator* e *stylus*), da palpação prévia de referências ósseas para monitorização com o *stylus*, e da intervenção quase a tempo inteiro de um técnico, implica ainda submeter o paciente a um campo electromagnético para detecção da posição dos sensores.

*Uhl et al.* publicaram um estudo, em 2009, cujos objectivos foram: (1) avaliar a validade e fiabilidade de dois métodos de análise de discinesia escapular e (2) quantificar a frequência de assimetria de mobilidade escapular bilateral com recurso a análise cinemática tridimensional (Figura 2-22) (47).

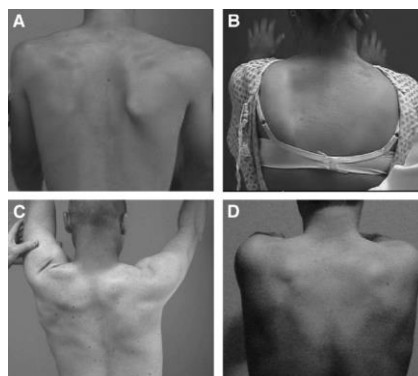


Figura 2-22: (A) Bordo escapular inferior-medial proeminente, classificado como discinesia de tipo I. (B) Bordo medial proeminente por inteiro – discinesia tipo II. (C)

Migração superior excessiva do bordo superior-medial – discinesia tipo III.

(D) Mobilidade escapular normal e simétrica – Discinesia tipo IV. Adaptado de (47).

À semelhança do estudo de *Guerreiro e Matias* (2007) anteriormente referido, os indivíduos foram monitorizados através de um dispositivo electromagnético de varrimento tridimensional designado *Flock of Birds*. O software *Motion Monitor* adquiriu a posição e orientação 3D do tórax e omoplatas de cada sujeito a 100 Hz (Figura 2-23): foram utilizados três receptores: um no esterno, inferiormente à chanfradura jugular, e um em cada omoplata, na faceta mais plana dos acrómios, numa tentativa de reduzir os artefactos de movimento da pele (47).

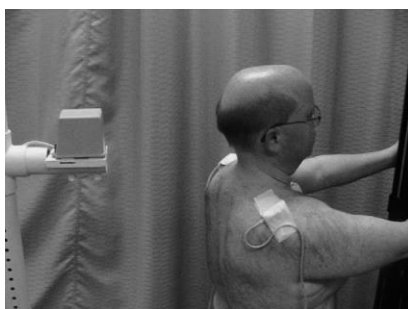


Figura 2-23: Indivíduo posicionado em frente do transmissor, com receptores anexados às omoplatas e ao esterno. Adaptado de (47).

*Polisseni et al.*, num estudo de avaliação postural e muscular da cintura escapular publicado em 2010, recorreram ao *Método Kendall* para a aquisição dos dados cinemáticos através de: 1º) observação clínica subjectiva, 2º) registo fotográfico, 3º) medidas de referência da omoplata e 4º) testes dos comprimentos e de força musculares dos músculos da cintura escapular que apresentavam alguma alteração detectada após breve triagem clínica (5).

No *Método Kendall*, durante a avaliação, os indivíduos ficam de pé sobre um tapete fixo no chão, entre uma parede e um fio-de-prumo, de forma que os seus pés se mantenham equidistantes do mesmo. Inicialmente, posicionam-se de costas e, posteriormente, de perfis: direito e esquerdo. Após um período dedicado à adopção da postura padrão por parte da musculatura, são registadas três fotografias: vista posterior, perfil esquerdo e perfil direito. Como referência são tomados os ângulos superiores das omoplatas, que devem estar ao nível da apófise espinhosa de T3; os ângulos inferiores das omoplatas, que devem estar ao nível da apófise espinhosa de T7 e os bordos mediais das omoplatas, que devem estar verticalizados e posicionados a uma mesma distância relativamente à coluna torácica (entre 50 e 75mm) (5).

O *Método de Kendall*, por implicar uma sequência de processos como a simples avaliação de fotografias bidimensionais e a realização de medições goniométricas, representa um método bastante moroso e de dinamismo limitado e aplicabilidade reduzida.

## 2.5 Métrica Vertebral

### 2.5.1 Descrição do Métrica Vertebral e sua evolução

O Métrica Vertebral é um equipamento que permite identificar, de forma não invasiva, a posição espacial do vértice das apófises espinhosas, da primeira vértebra cervical à primeira vértebra sagrada. Durante a realização do exame, o indivíduo encontra-se na posição ortostática (48).

O primeiro protótipo deste equipamento - Métrica Vertebral Mecânico (Figura 2-24) – foi desenvolvido na tese de doutoramento da Doutora Cláudia Quaresma e é constituído por duas porções principais: o “corpo” e o “suporte” (48).



Figura 2-24: Métrica Vertebral mecânico. Adaptado de (48).

Após a marcação inicial da projecção cutânea do vértice das apófises espinhosas com uma caneta hipoalergénica, o paciente coloca-se sobre o suporte, com a face posterior do tronco voltada para o corpo do equipamento de forma a se dar início à colocação dos dezoito “posicionadores 2D”, cuja extremidade deverá tocar as marcações previamente feitas (48).

Três destes posicionadores distinguem-se dos demais: o primeiro é o único que não coincidirá com qualquer marcação sendo usado como referência; o segundo identifica a posição comum entre os vértices das apófises espinhosas localizadas na região cervical e o décimo quinto é usado na medição das três primeiras apófises lombares (48).

Os sete minutos tomados pela colocação dos “posicionadores 2D” constituía uma desvantagem devido à dificuldade experimentada pelo paciente em permanecer imóvel, o que levou à necessidade de desenvolver uma vertente de recolha automática de dados no Métrica Vertebral (48).

Assim surgiu o segundo protótipo do Métrica Vertebral (Figura 2-25): um aparelho semiautomático, controlado por *software*, livre de se movimentar horizontalmente (xx') e

verticalmente ( $zz'$ ) e que tem como base de funcionamento uma câmara de vídeo, um díodo *laser* e algoritmos de processamento de imagem (48).

Os pontos inicialmente marcados na pele são detectados graças aos referidos algoritmos de processamento de imagem e as suas coordenadas  $x$  e  $z$  são determinadas pelo *software*. Subsequentemente, a estrutura móvel do equipamento desloca-se procurando sobrepor a marca do díodo *laser* ao primeiro ponto detectado. A coordenada  $y$  da apófise espinhosa em causa é, então, calculada e, posteriormente, as três coordenadas espaciais são guardadas. Este procedimento é repetido para cada um dos pontos marcados (48).

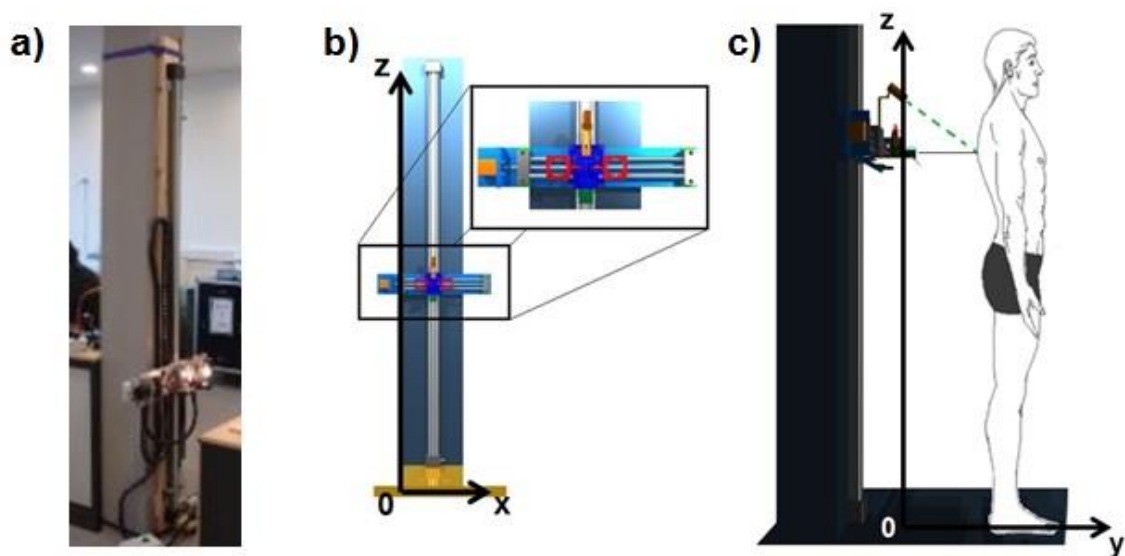


Figura 2-25: a) Aspecto do segundo protótipo do Métrica Vertebral; b) e c) Eixos de movimento do segundo protótipo do Métrica Vertebral. Adaptado de (48).

## 2.5.2 Princípios de funcionamento

### 2.5.2.1 Estrutura do equipamento e electrónica de controlo

O segundo protótipo do Métrica Vertebral é composto por uma estrutura vertical - posicionador  $z$  - à qual está acoplada outra horizontal - posicionador  $x$  - que possui dimensões diminutas relativamente à primeira (Figura 2-26). A estrutura horizontal contém uma câmara de vídeo e, acima desta, um díodo *laser* (rigorosamente posicionado pelo Eng.º António Jordão). De cada um dos lados da câmara de vídeo, situa-se uma lâmpada de halogéneo, que permite um maior número de planos de focagem e, consequentemente, a realização de aquisições mais rápidas (48).

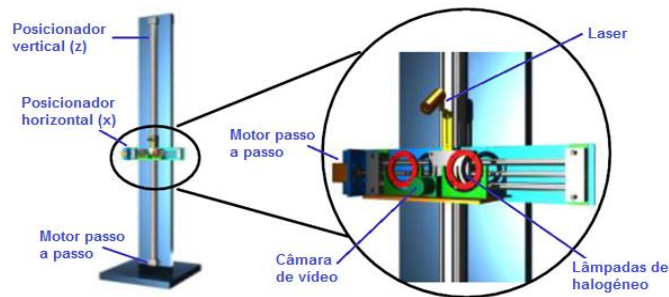


Figura 2-26: Estrutura do equipamento. Adaptado de (48).

### 2.5.2.2 Funcionamento do software

Sempre que o utilizador pretende iniciar uma aquisição deve indicar o número de pontos marcados bem como definir a posição inicial mediante uma interface gráfica que não será abordada neste trabalho. Os dados recolhidos em cada aquisição são gravados em campos referentes às coordenadas x, y e z, respectivamente (48).

É possível, ainda, reconstruir a coluna vertebral utilizando os resultados de uma aquisição através da interface gráfica de um programa especialmente desenvolvido em MatLAB® para esse efeito pela Eng.<sup>a</sup> Carla França, o que representa um aumento do potencial do Métrica Vertebral enquanto instrumento auxiliar de diagnóstico (48).

### 2.5.3 Métrica vertebral actual

Na sua tese de dissertação, a Eng.<sup>a</sup> Ana Teresa Gabriel visou encontrar um novo marcador, bem como adaptar os algoritmos já existentes ao mesmo. O aumento da eficácia e rapidez com que se processava a aquisição de dados foi também um ponto de interesse (48).

O algoritmo desenvolvido pelo Eng.<sup>o</sup> António Jordão para detecção dos pontos foi alterado pela Eng.<sup>a</sup> Ana Teresa Gabriel, com o objectivo de aumentar a eficácia e aperfeiçoar o processo de distinção dos pontos marcados relativamente aos restantes elementos da imagem captada pela câmara. Binarização da imagem, classificação dos objectos e correcção da iluminação são alguns exemplos de aspectos abordados neste domínio (48).

#### 2.5.3.1 Algoritmo de detecção de pontos

O bom desempenho do Métrica Vertebral depende extremamente do marcador com que é assinalada a projecção cutânea do vértice das apófises espinhosas. Este marcador deve obedecer a alguns critérios, de forma a não afectar a *performance* do algoritmo de detecção da marca do díodo *laser* (48).

Tendo em conta que a pele contém um elevado índice de vermelho, não seria aceitável a utilização de um marcador que possuísse pigmentos vermelhos ou derivados desta cor; por outro lado, sendo o díodo *laser* de cor verde, esta deverá ser também excluída das possibilidades para o marcador. Nestas condições, e pelo facto de nem a pele nem o díodo *laser* serem compostos por uma quantidade significativa de cor azul, levaram a Eng.<sup>a</sup> Ana Teresa Gabriel a concluir que esta cor seria uma boa opção para o marcador. Após vários

testes em diversos tipos de pele, o *eyeliner*™ *Sephora Eyeliner*13 demonstrou ser o marcador mais adequado quer na componente verde das imagens de teste (o mais neutro, de forma a não influenciar a detecção da marca do díodo *laser*), quer na componente azul (o mais intenso, de forma a se distinguir perfeitamente dos restantes elementos) (48).

O processo de binarização (distinção entre os pontos marcados e os restantes elementos) é realizado através da aplicação do método de *thresholding*<sup>6</sup>. O limiar de *threshold* não pode, compreensivelmente, ser idêntico para imagens de diferentes tipos de pele, já que o pico dos respectivos histogramas difere igualmente. A análise destes, para diversas imagens recolhidas, revelou um comportamento semelhante em todas elas, pelo que a opção mais viável passou então pela definição automática deste limiar (48).

Na componente azul da imagem, os pontos manualmente marcados correspondem às áreas de intensidade mais elevada. Por outro lado, como estas áreas são pequenas quando comparadas com a dimensão total da imagem, sabe-se que o número de píxeis nestas condições vai ser muito reduzido. Consequentemente, os píxeis de interesse estão representados após o máximo absoluto do histograma, sendo caracterizados por abcissa superior (maior intensidade) e ordenada bastante inferior (menor número de elementos), comparativamente com o ponto máximo do histograma (48).

Tendo em conta estas considerações, foi possível definir o algoritmo de *threshold* automático que, incluindo duas outras rotinas, permite determinar um limiar suficientemente preciso para que se atribua a cor branca a píxeis referentes aos pontos manualmente marcados (48).

Para corrigir possíveis artefactos que a imagem binarizada contenha, são aplicadas seis funções morfológicas (três erosões e três dilatações alternadamente), que estão definidas na *Toolbox* de processamento de imagem do MatLAB® (48).

Os testes inicialmente realizados, antes da definição automática do limiar de *threshold* evidenciaram ainda o referido problema da não uniformização da iluminação nas imagens captadas pela câmara. Na Figura 2-27, por exemplo, o canto superior esquerdo da imagem a) encontra-se muito mais iluminado e a binarização, nas imagens b) e c), confirma-o (48).

---

<sup>6</sup> Os *píxeis* que possuem um valor de intensidade superior a um determinado limiar de *threshold* adquirem o valor 1 (cor branca); aos restantes é atribuído o valor 0 (cor preta) (48).



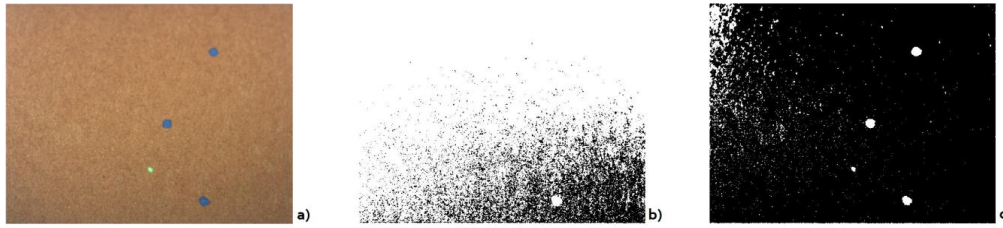


Figura 2-27: Imagem binarizada com diferentes níveis de *threshold*. a) imagem original; b) T=0,3; c) T=0,4. Adaptado de (48).

Estes testes iniciais excluíram, assim, a hipótese de aplicar a binarização directamente à imagem com a componente azul, evidenciando a necessidade de realizar correcções de iluminação na imagem. A construção de um plano a partir das coordenadas (x, y e intensidade) de três *pixels* da imagem da componente azul (Figura 2-28), foi a alternativa viável a outros métodos testados sem êxito (48).

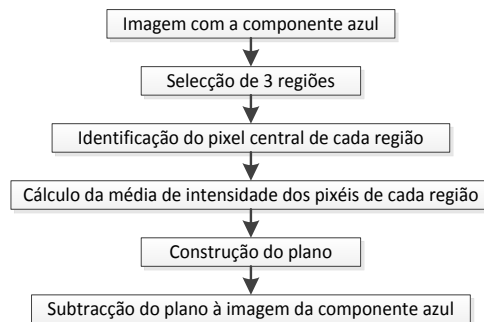


Figura 2-28: Etapas da correcção de iluminação da imagem com construção de um plano. Adaptado de (48).

A análise de diversas imagens recolhidas pela câmara revelou que a falta de uniformidade de brilho ocorria predominantemente nos cantos da imagem, em especial no canto superior esquerdo. Assim, decidiu-se seleccionar regiões nos cantos superiores esquerdo e direito e no canto inferior direito, para posterior selecção de três *pixels* a partir dos quais o plano seria construído (48).

No que respeita ao tempo de processamento, este método de correcção da iluminação revelou-se extremamente rápido: ~ 80ms para as dimensões iniciais (1024x1280 px), sendo que poderá ser efectivamente mais curto já que a execução do algoritmo de detecção de pontos induz reduções nas dimensões da imagem (48).

#### 2.5.4 Algoritmo de detecção da marca do díodo *laser*

Este algoritmo, contrariamente ao de detecção dos pontos, recorre à componente verde como base para a binarização da imagem, uma vez que é apenas nesta componente que a marca do díodo *laser* apresenta uma intensidade muito superior a qualquer outro elemento da imagem (48).



Com a imagem da componente verde, são apuradas as coordenadas dos pixéis que vão ser, posteriormente, usados para construir o plano destinado à correcção da iluminação da imagem, à semelhança do que acontece no algoritmo de detecção dos pontos. Segue-se a binarização da imagem, com definição de um nível de *threshold* automático através de um algoritmo idêntico ao que já foi descrito para a detecção dos pontos (48). Após a obtenção da imagem binarizada, são aplicadas três funções morfológicas (erosão, dilatação e, novamente, erosão), com vista a eliminar possíveis artefactos que estejam presentes na imagem (48).

### 2.5.5 Eficácia de detecção do sistema

A Eng.<sup>a</sup> Ana Teresa Gabriel concluiu que “o algoritmo de detecção dos pontos definido funciona melhor para peles mais morenas. Isto pode dever-se ao facto de as peles claras reflectirem mais a luz ou possuírem maior pigmentação azul, o que faz com que a intensidade da pele seja mais próxima da intensidade do *eyeliner* na imagem da componente azul. A maior proximidade de intensidades conduz a um pior desempenho por parte do algoritmo (pode detectar artefactos que identifica como pontos ou pode não detectar algum ponto)” (48).

Relativamente ao trabalho desenvolvido pelo Eng.<sup>o</sup> António Jordão, a eficácia de detecção era próxima de 100%. Foi fácil aceitar que, no seu trabalho, a Eng.<sup>a</sup> Ana Teresa Gabriel obtivesse uma eficácia de detecção inferior (97,27%) já que, apesar do equipamento utilizado ser o mesmo, foram recolhidos dados em pessoas reais (com diferentes tipos de pele entre elas e impossibilitadas de se manterem imóveis na totalidade dos exames) e não num fantoma (48).

### 2.5.6 Plano de trabalho

O Métrica Vertebral tem como principais vantagens o facto de ser um sistema semiautomático, não-invasivo, com funcionamento à base de algoritmos de processamento de imagem bastante rápidos e que permite a determinação da posição tridimensional das apófises espinhosas da coluna vertebral, permitindo avaliar as alterações biomecânicas da coluna vertebral na posição de pé (escoliose, hipercifose e hiperlordose). É ainda possível reconstruir esta última mediante uma interface gráfica projectada para o efeito.

Como desvantagem, pode-se apontar, primeiramente, a necessidade de marcação manual prévia dos pontos sobre as referências ósseas a detectar pelo sistema. Outras desvantagens são: a impossibilidade de detectar as primeiras vértebras cervicais, devido à presença de cabelo; a reduzida velocidade ascendente do equipamento, tornando praticamente impossível aos pacientes permanecerem imóveis na totalidade do exame; ineficácia dos algoritmos desenvolvidos perante peles muito claras.

Do ponto de vista biomecânico (Subcapítulo 2.2) é pertinente avaliar o posicionamento da omoplata e associá-lo à análise da coluna vertebral na posição vertical, de uma forma não prejudicial para a pessoa, ou seja, sem radiação ionizante. Com o propósito de tornar a análise realizada pelo Métrica Vertebral mais abrangente, o presente trabalho tem como objectivo desenvolver o instrumento de forma a identificar também a posição de referências ósseas escapulares para determinação da orientação da omoplata. Pretende-se proporcionar a

aquisição simultânea da posição das apófises espinhosas e de cada uma das omoplata, de modo a estudar a influência da posição da coluna vertebral na cintura escapular e vice-versa.

Este projecto pretende, ainda, contribuir para uma melhor identificação de disfunções e/ou patologias ao nível da coluna vertebral e da cintura escapular e representar uma inovação no campo da prevenção, uma vez que pode ser aplicado repetidas vezes sem prejuízo para o indivíduo, associando a análise da coluna vertebral à da omoplata. Por este facto, espera-se que venha a ter um elevado impacto clínico. A seguinte tabela permite um olhar comparativo entre os diferentes equipamentos estudados anteriormente e o Métrica Vertebral.

Tabela 1: Tabela comparativa entre os equipamentos estudados

	Metrecom	Polhemus FASTRAK e Polhemus 3SPACE FASTRAK*	Flock of Birds System Ascension Technology + MotionMonitor	Métrica Vertebral
<b>Contacto Equipamento/Paciente</b>	Sim	Não	Sim	Não
<b>Sensores + Campo electromagnético</b>	Não	Sim	Sim	Não
<b>Técnico a tempo inteiro</b>	Sim	Não	Sim	Não
<b>Método Não-Invasivo</b>	Sim	Sim	Sim	Sim
<b>Tipo de Sistema</b>	Manual	Semiautomático	Manual	Semiautomático
<b>Estudo de coluna + cintura escapular</b>	Sim	Não	Não	<b>Presente Projecto</b>

## CAPÍTULO 3      Funcionamento do Métrica

### Vertebral: Análise da Omoplata

O capítulo que agora inicia irá incidir em todas as questões relacionadas com o *software* responsável pelo controlo do Métrica Vertebral. Serão apresentados e explicados os novos algoritmos desenvolvidos bem como quaisquer alterações efectuadas em algoritmos já existentes.

À semelhança do método utilizado pela Eng.<sup>a</sup> Ana Teresa Gabriel na sua Tese de Mestrado, também aqui se recorreu a um fantoma (Figura 3-1) para a criação e desenvolvimento destes algoritmos, onde foram realizados inúmeros testes antes de se proceder a qualquer aquisição em indivíduos.

Com os algoritmos praticamente concluídos, isto é, quando se verificou o adequado funcionamento no fantoma, iniciou-se a aquisição de dados em indivíduos. Os primeiros testes em pessoas sem patologias associadas, como veremos adiante, revelaram vários problemas que tiveram de ser contornados, com necessidade de alterações ao nível do *software* e, consequentemente, novos testes no fantoma para averiguação do funcionamento adequado do aparelho.

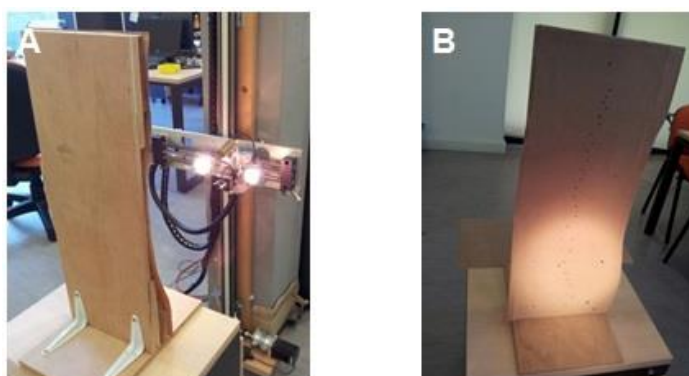


Figura 3-1: Fantoma utilizado nos testes de *software*.

### 3.1 Definição do Protocolo

Para a determinação da posição e orientação da omoplata, à partida, e tendo em conta o modo de funcionamento do Métrica Vertebral, é necessário determinar que referências escapulares se poderão utilizar para o efeito. Neste sentido, e com vista à maior precisão possível, seriam preferenciais referências que se encontrassem nos limites da omoplata, de

modo a possibilitar uma melhor delineação da mesma aquando de uma representação futura com recurso à interface gráfica desenvolvida pela Eng.<sup>a</sup> Carla França na sua tese de mestrado.

Assim, e com o contributo do Doutor José Machado, médico fisiatra, definiram-se três referências escapulares que respeitavam as condições elaboradas: ângulo inferior da omoplata, projecção da raiz da espinha da mesma e ângulo pósterio-inferior do acrómio (Figura 3-2).

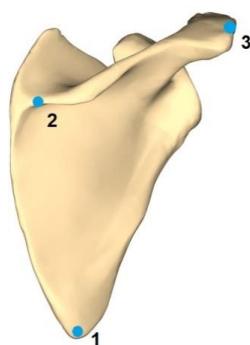


Figura 3-2: Referências escapulares da omoplata direita: 1 - ângulo inferior; 2 - raiz da espinha da omoplata; 3 - ângulo pósterio-inferior do acrómio. Adaptado de (49).

Com o objectivo de tentar encontrar alguma possível relação entre as distâncias horizontais existentes entre cada referência e a linha das apófises espinhosas e a constituição física do indivíduo, o Dr. José Machado recolheu, em ambiente hospitalar, valores que se apresentam na Tabela 4 presente em apêndice.

Na tabela que se segue, as medidas 1, 2 e 3 representam, respectivamente, as distâncias horizontais entre a linha de apófises espinhosas e as referências 1, 2 e 3 (ângulo inferior da omoplata, raiz da espinha da omoplata e ângulo pósterio-inferior do acrómio). As médias destas medidas foram calculadas e estão representadas na Tabela 2.

Tabela 2: Médias das medidas 1, 2 e 3.

<b>Média medida 1 /cm</b>	<b>Média medida 2 /cm</b>	<b>Média medida 3 /cm</b>
9,3	7,1	20,2

Observando os valores médios das medidas, ao se fazer uma análise de indivíduo para indivíduo, constata-se que a variação pode ser bastante elevada.

Tentou-se, seguidamente, encontrar alguma relação entre as medidas e:

1. O índice de massa corporal, IMC, cujos valores estão ordenados do menor para o maior na Tabela 5 presente em apêndice;

2. A altura, cujos valores estão ordenados do menor para o maior na Tabela 6 presente em apêndice;
3. O peso, cujos valores estão ordenados do menor para o maior na Tabela 7 presente em apêndice;

Da informação que é possível retirar das tabelas mencionadas, facilmente se constata que não existe uma relação evidente entre as medidas das referências escapulares e os valores de índice de massa corporal, altura ou peso dos indivíduos correspondentes. Este facto corrobora a grande variabilidade inter-individual que se viria a verificar com o decorrer do projecto e cuja existência veio a alterar o rumo dos processos, como se abordará adiante.

Para uma aquisição ser bem-sucedida, as três referências deverão ser assinaladas com o marcador após a sua identificação mediante palpação.

Antes de se dar início ao desenvolvimento do algoritmo de aquisição das referências escapulares, elaboraram-se algumas directrizes que reflectiam o que se pretendia alcançar:

1. A pesquisa de pontos efectuada pelo Métrica Vertebral é realizada sempre de baixo para cima, pelo que, ao iniciar uma pesquisa, o ponto a detectar deverá estar obrigatoriamente acima da posição de início do movimento. Um dos objectivos traçados inicialmente, ao qual se voltará mais à frente, foi o de associar uma aquisição de apófises espinhosas a aquisições das omoplatas. Assim, e de forma a facilitar a transição entre as aquisições da coluna e das omoplatas, sabendo que a primeira referência escapular a detectar é o ângulo inferior da omoplata e que, relativamente a este, a apófise de T9 se encontra abaixo, estabeleceu-se que a posição de início de aquisição das referências escapulares corresponderia à posição do ponto referente à apófise de T9.
2. Com a aquisição a ter início na posição da apófise de T9, e sabendo que o ângulo inferior da omoplata dista entre 6 e 9 cm da linha de apófises espinhosas, definiu-se um movimento padrão que permitisse a rápida transição da marca do diodo *laser* do ponto de partida para junto da primeira referência óssea. Este movimento de 9 cm, em x, é feito para a direita ou para a esquerda, conforme se esteja a fazer aquisição referente à omoplata direita ou esquerda, respectivamente. Sabendo que T9 se encontra abaixo do ângulo inferior da omoplata, a não definição de qualquer movimento em z é suficiente para garantir a permanência da marca do diodo *laser* abaixo do ponto referido. Inicia-se o processo de pesquisa e detecção.
3. Tendo-se detectado a primeira referência, sabe-se agora que a segunda se encontra a, aproximadamente, 2-3 cm, em x, na direcção da linha das apófises espinhosas e a cerca de 9-11 cm acima, em z. Assim, definiu-se um movimento de 3 cm em x para a esquerda ou direita consoante se estejam a adquirir referências na omoplata direita ou esquerda, respectivamente, e ainda um movimento em z de 8 cm no sentido ascendente. Após realização de ambos os movimentos, decorre novamente o processo de pesquisa e detecção.

4. Após a detecção das duas primeiras referências, tem-se que a terceira e última se situa acima, em z, e a aproximadamente 14-15 cm, em x, no sentido do membro superior. Assim, em x definiu-se um movimento de 14 cm para a direita ou para a esquerda, conforme se esteja a realizar uma aquisição na omoplata direita ou esquerda, respectivamente. Em z, o facto de a terceira referência se encontrar acima da segunda é suficiente para garantir a normal pesquisa e detecção do ponto.

No que toca à pré-concepção do algoritmo de aquisição das referências escapulares, os pontos enumerados anteriormente representam aquilo que, à partida, se pensou ser mais apropriado para uma melhor aquisição. O passo seguinte foi a implementação propriamente dita do algoritmo.

### **3.2 Evolução dos algoritmos com testes em indivíduos**

Com o algoritmo totalmente testado no fantoma, iniciaram-se os testes em indivíduos sem patologias associadas. No primeiro destes testes verificou-se que, contrariamente ao que se encontrou em grande parte da literatura, o ângulo inferior da omoplata estava abaixo da apófise espinhosa de T9, inviabilizando todo o protocolo de aquisição. De facto, com o decorrer dos testes, deparou-se com uma grande variabilidade inter-individual no que diz respeito ao posicionamento em altura do ângulo inferior (e, consecutivamente, de toda a omoplata).

Assim, houve necessidade de alterar alguns algoritmos por estarem concebidos para a aquisição de dados referentes às omoplatas se iniciar no ponto referente a T9. Passou-se a recorrer, então, à posição do ponto correspondente a T12 para se dar início às aquisições das omoplatas. No entanto, para os casos em que o posicionamento em T12 associado ao primeiro movimento padrão deixava a marca do diodo *laser* muito afastada (muito abaixo) da primeira referência escapular, o ponto correspondente à mesma não surgia no campo de visão da câmara. Recorde-se que o algoritmo de pesquisa de pontos apenas decorre se existirem pontos em memória, o que não seria o caso.

Assim, foram implementados ciclos de verificação da existência de pontos no campo de visão da câmara: se após o primeiro movimento padrão realizado a partir de T12 não surgirem pontos no campo de visão da câmara, isto é, se na primeira imagem capturada não for detectado um único ponto pelo algoritmo de detecção, o dispositivo realiza um movimento de ascensão de 1 cm, relativamente à posição em que se encontrava. Por outro lado, se existir pelo menos um ponto, o algoritmo de aquisição de dados decorre normalmente. Finalizada a ascensão, no primeiro caso, é novamente verificado se existem ou não pontos na nova imagem capturada. Caso já existam, então decorre o processo de aquisição, caso contrário, é realizada uma nova ascensão, e assim sucessivamente.

Este ciclo de verificação de existência de pontos no campo de visão da câmara pode ser igualmente útil após o movimento padrão de posicionamento relativo à segunda referência escapular. A grande variabilidade inter-individual pode igualmente manifestar-se na posição desta referência e no seu afastamento relativamente à primeira, pelo que o respectivo

movimento padrão pode não surtir os efeitos desejados. O ciclo de verificação pode ser, desta forma, vantajoso ao corrigir o posicionamento caso este seja insuficiente.

Relativamente à terceira referência, esta está muito próxima, em altura, da segunda referência escapular, pelo que as ascensões foram, neste caso, descartadas.

Os primeiros testes em pessoas revelaram, também, um outro problema. A omoplata é um osso que se encontra orientado segundo um ângulo de aproximadamente 30-45° relativamente ao plano frontal, no sentido anterior (Figura 2-6). A terceira referência, o ângulo pósterio-inferior do acrómio, como se verificou nos testes, situa-se na curvatura do ombro e, por esse motivo, está mais próxima de pertencer ao plano parassagital, quando o ideal seria situar-se no plano frontal. Este facto reflectiu-se, sobretudo, na deficiente iluminação desta região, impossibilitando a detecção do ponto e, por conseguinte, inviabilizando a aquisição.

Assim, de forma a fazer face a este percalço, decidiu-se recorrer a uma terceira referência alternativa: trata-se da meia distância da espinha da omoplata (Figura 3-3).

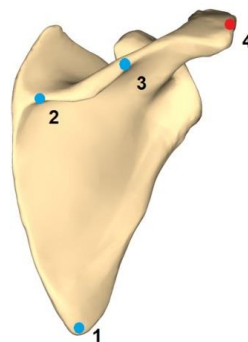


Figura 3-3: Novas referências escapulares da omoplata direita: 1 - ângulo inferior; 2 - raiz da espinha da omoplata; 3 - meia distância da espinha; 4 - ângulo pósterio-inferior do acrómio. Adaptado de (49).

Apesar de não representar uma junção de bordos à semelhança do que acontece com as restantes referências, o que seria ideal no que toca, sobretudo, à representação posterior com recurso aos dados adquiridos, esta opção acabou por solucionar os problemas de afastamento do plano frontal e da consequente iluminação deficitária da região onde o ponto estava marcado e consegue, ainda assim, contribuir para a correcta perspectiva da orientação da omoplata.

Isto significa que, no lugar de se encontrar a 18-22 cm da linha de apófises espinhosas, a nova terceira referência está separada desta linha por cerca de 13-17 cm, ou seja, a aproximadamente 9-11 cm da segunda referência, em x. O terceiro movimento foi, assim, alterado em conformidade com os factos anteriores.

Com o decorrer dos testes, verificou-se, em certos casos, que a meia distância da espinha da omoplata se encontrava à mesma altura da raiz (ou até mesmo ligeiramente

abaixo), facto que impossibilitava o aparecimento da terceira referência no campo de visão analisado pelo algoritmo de detecção de pontos, levando, dessa forma, à sua não aquisição e, consequentemente, inviabilizando o teste em curso. Acrescentou-se, assim, um movimento descendente de 2 cm ao terceiro movimento padrão, de forma a possibilitar o adequado funcionamento do algoritmo para a terceira referência.

Ao longo da realização dos testes notou-se que a componente em  $x$  do segundo movimento padrão, em certos casos, aproximava horizontalmente a marca do dígito *laser* mais da linha de apófises do que da segunda referência. Isto fazia com que uma apófise fosse considerada como sendo essa referência, o que não era admissível. Assim, esta componente foi alterada de 3 para 1,5 cm.

A Figura 3-4 (não feita à escala) representa a sequência de movimentos padrão efectuados em cada fase da aquisição; a posição final resultante de cada movimento é o ponto de partida para a pesquisa e detecção da respectiva referência escapular.

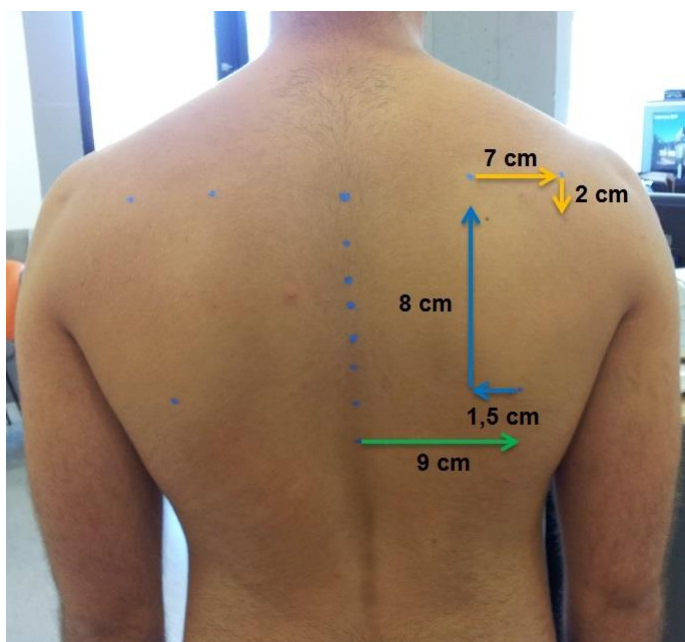


Figura 3-4: Sequência de movimentos padrão: a verde o primeiro, a azul as componentes  $x$  e  $z$  do segundo e a amarelo as componentes do terceiro.

Por fim, verificou-se que possivelmente pudessem existir algumas incorrecções ao nível da calibração do sistema uma vez que em  $y$  (profundidades) os resultados não eram realistas. Isto acabou por se verificar e foram feitas as alterações necessárias, sobretudo ao nível do ângulo do dígito *laser*. O factor responsável por esta descalibração foi a substituição do filtro do dígito *laser*, que acarretou involuntariamente a alteração da sua posição.

Considera-se que os primeiros testes em indivíduos foram decisivos no que toca ao aperfeiçoamento dos algoritmos e sua adequação à realidade do corpo humano. Estes ajustes, bem como a recalibração do sistema, asseguraram o funcionamento pretendido do sistema.



## CAPÍTULO 4      Protocolos de Aquisição

A base de todo o trabalho aqui descrito reside na detecção das referências escapulares; no entanto, a simples aquisição destes três pontos não proporciona um estudo anatómico muito revelador, uma vez que a inexistência de outros pontos anatómicos de referência impossibilita a formulação de diagnósticos conclusivos.

Por outro lado, a associação entre uma aquisição referente à coluna vertebral e uma outra às omoplatas permite estudar a correlação existente entre curvaturas na coluna e orientação das omoplatas nessas condições, por exemplo. Por esta razão, foram estabelecidos quatro protocolos de aquisição diferentes, sendo os que incluem o estudo da coluna os mais importantes:

- i. Coluna completa + Omoplatas
- ii. Secção da coluna + Omoplatas
- iii. Omoplata direita
- iv. Omoplata esquerda

### 4.1 Protocolo Coluna completa + Omoplatas

Inicialmente, tinha-se em perspectiva um protocolo completo que permitisse a aquisição de pontos na coluna e em ambas as omoplatas, sem necessidade de deslocações do paciente entre aquisições; no entanto, o facto de a estrutura horizontal do aparelho permitir um deslocamento máximo do conjunto “câmara + laser” de 28 cm (comprimento da calha de 30 cm com sensores de fim de curso a 1 cm de cada extremidade) impossibilitou a realização de um protocolo completo com o paciente a ocupar uma só posição, tendo em conta que a distância entre a terceira referência escapular, quer a inicial - ângulo póstero-inferior do acrómio – quer a alternativa – meia distância da espinha escapular -, e a linha de apófises perfazia uma separação entre as terceiras referências de ambas as omoplatas insuportável pela associação de factores “dimensões da calha horizontal do Métrica Vertebral + ângulo de visão da câmara”.

Neste primeiro protocolo, o utilizador deve posicionar inicialmente o paciente na posição referente às aquisições “Coluna + Omoplata Direita” (Figura 4-1). É-lhe solicitado que indique o número de apófises marcadas na pele do paciente, sendo que este número deverá estar compreendido entre 7 (de S1 a T12) e 25 (de S1 a C1), com 22 (da C4 à S1) a ser o valor por defeito. A razão para o valor mínimo ser 7 é explicada adiante. É ainda solicitado ao utilizador que posicione manualmente o dispositivo de forma a que a marca do diodo *laser* fique abaixo do primeiro ponto marcado, correspondente à primeira apófise espinhosa a detectar. A posição final resultante do posicionamento manual é guardada como sendo a *Home Position*. O dispositivo inicia, então, o movimento em busca das apófises espinhosas.

Findo o processo de aquisição, surge uma caixa de diálogo onde é perguntado ao utilizador se a aquisição foi bem-sucedida (devem ser correctamente detectadas as 7 apófises mais inferiores); se a resposta for positiva, o dispositivo regressa às coordenadas de T12, adquiridas poucos instantes antes, caso contrário, a aquisição decorre novamente.

Assim que a aquisição das apófises tenha sucesso, é requisitado o algoritmo de aquisição da omoplata direita, ocorrendo o primeiro movimento padrão logo seguido pela verificação da existência de pontos que, caso seja positiva, origina a pesquisa das referências escapulares presentes nesta. Caso a verificação seja negativa, são realizadas ascensões de 1 cm até que existam pontos na imagem capturada por este ciclo de verificação.

É novamente perguntado ao utilizador se a aquisição decorreu dentro do esperado (devem ser detectadas as três referências); em caso afirmativo, é-lhe solicitado que desloque o paciente até à posição referente às aquisições “T12 + Omoplata Esquerda” (Figura 4-1), caso contrário, o dispositivo regressa às coordenadas de T12 e a aquisição decorre novamente. As posições de aquisição estão separadas por 20 cm.

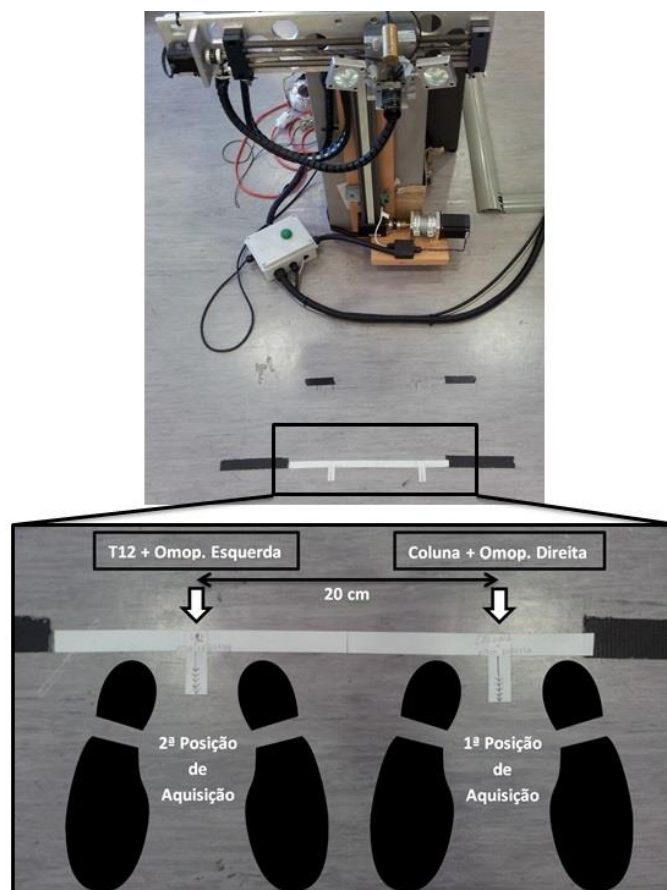


Figura 4-1: Posições de Aquisição.

Tendo havido sucesso na aquisição da omoplata direita, o dispositivo regressa à *Home Position* e, imediatamente a seguir, desloca-se 20 cm para a direita, de forma a ir novamente ao

encontro da linha de apófises. Como o deslocamento do paciente não é feito com precisão, o utilizador tem oportunidade de corrigir qualquer desacerto recorrendo ao posicionamento manual, de forma a reposicionar a marca do diodo *laser* sob o primeiro ponto marcado.

Estão, assim, reunidas as condições para que o dispositivo inicie a pesquisa de T12: sabendo que neste protocolo a pesquisa é feita para toda a coluna, a apófise de T12 é, então, a sétima a contar de baixo (uma vértebra torácica (T12), cinco vértebras lombares e a primeira do conjunto de vértebras soldadas que constituem o sacro (S1)). Após sete detecções, a marca do diodo *laser* está sobre o ponto referente a T12 e as coordenadas desta posição são guardadas. Se isto não se verificar, o utilizador pode negar o sucesso da aquisição na pergunta que lhe é apresentada e a aquisição decorre novamente.

Esta é também a razão para que o valor mínimo de apófises marcadas e a detectar seja sete: desta forma, garante-se que T12 está entre as apófises marcadas e que a aquisição das omoplatas poderá ser iniciada sem problemas após a aquisição das apófises.

Estando novamente sobre T12, o dispositivo pode agora iniciar a aquisição das referências escapulares da omoplata esquerda, sendo que agora o algoritmo de aquisição requisitado é um “espelho” do requisitado aquando da aquisição da omoplata direita. Se não ocorrer a detecção das três referências, o utilizador deve, mais uma vez, responder de forma negativa à pergunta sobre o êxito da aquisição e esta última é repetida.

#### 4.1.1 Correção das coordenadas da omoplata esquerda

As coordenadas correspondentes à omoplata esquerda não podem ser imediatamente associadas às do conjunto “coluna + omoplata direita”, adquirido anteriormente. Isto porque o paciente se deslocou aproximadamente 20 cm para a sua direita entre as aquisições de “coluna + omoplata direita” e omoplata esquerda. Assim, para corrigir estas coordenadas, recorre-se às da apófise de T12 adquiridas antes e depois do deslocamento.

As coordenadas adquiridas, na perspectiva do paciente, variam da seguinte forma:  $x$  é mínimo no seu lado direito e máximo no lado esquerdo;  $y$  aumenta de trás para a frente e  $z$  cresce de baixo para cima, como mostra, de resto, a Figura 4-2.

Tenha-se em conta, primeiramente, que o limite mecânico do aparelho, do lado direito do paciente (extremidade esquerda vendo o aparelho de frente; na Figura 4-2, a origem do referencial deverá coincidir com esta extremidade, com o aparelho na posição mais abaixo possível), corresponde a 0  $\mu\text{m}$  e que o limite do lado oposto corresponde a 280000  $\mu\text{m}$ . Sejam  $x_{T12_a}$  e  $x_{T12_d}$  as abcissas de T12 antes e depois do deslocamento, respectivamente. Ora, se o paciente se deslocou para o seu lado direito,  $x_{T12_d}$  será sempre menor que  $x_{T12_a}$ . Por este motivo, a distância percorrida em  $x$  aquando do deslocamento é  $dif_x = x_{T12_a} - x_{T12_d}$ . A correcção da abcissa é, assim, muito simples. Sejam  $x_{falsa}(i)$  e  $x_{verdadeira}(i)$  as abcissas da referência  $i$ , sem e com correcção, respectivamente, com  $i$  a variar entre 1 e 3. Nestas condições,  $x_{verdadeira}(i) = x_{falsa}(i) + dif_x$ .

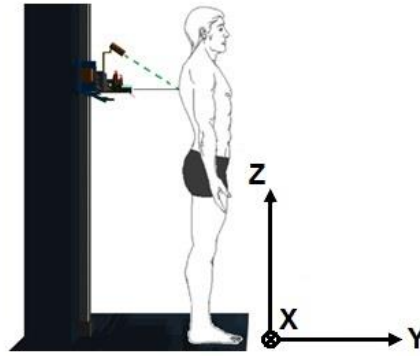


Figura 4-2: Eixos de coordenadas para efeitos de medição. Adaptado de (50).

Sejam agora  $yT12_a$  e  $yT12_d$  as coordenadas correspondentes às profundidades ( $yy'$ ), isto é, as posições de T12 no eixo ântero-posterior antes e depois do deslocamento, respectivamente. Seja  $dif_Y$  a variação da distância entre T12 e o aparelho. Neste campo, o paciente pode deslocar-se para a frente ou para trás e a correcção nas coordenadas correspondentes depende desta situação.

Caso o paciente se tenha deslocado para trás entre aquisições, ficou mais próximo do aparelho, pelo que  $yT12_a > yT12_d$  e, assim,  $dif_Y = yT12_a - yT12_d$ . Se considerarmos  $y_{falsa}(i)$  e  $y_{verdadeira}(i)$  as ordenadas da referência  $i$ , sem e com correcção, respectivamente, com  $i$  a variar entre 1 e 3, então  $y_{verdadeira}(i) = y_{falsa}(i) + dif_Y$ .

Se, por outro lado, o paciente se deslocou para diante entre aquisições, ficando, nesse caso, mais afastado do aparelho, então  $yT12_d > yT12_a$  pelo que,  $dif_Y = yT12_d - yT12_a$ . A correcção será, agora,  $y_{verdadeira}(i) = y_{falsa}(i) - dif_Y$ , com  $i$  a variar entre 1 e 3.

Caso o paciente permaneça precisamente à mesma distância do aparelho em ambas as aquisições, o que é extremamente improvável, então  $yT12_d = yT12_a$  e  $dif_Y = 0$ . Não há, nesse caso, qualquer correcção a fazer nesta coordenada.

No que toca às cotas de T12, o raciocínio é em tudo idêntico ao realizado para as ordenadas (o afastamento e a aproximação do paciente correspondem, respectivamente, a diminuições e aumentos da cota do ponto); contudo, no lugar de se estarem a estudar os afastamentos de T12 relativamente ao aparelho estão-se a estudar, agora, as alturas deste ponto antes e depois do deslocamento do paciente.

Sejam  $zT12_a$  e  $zT12_d$  as coordenadas correspondentes às alturas, isto é, as posições de T12 no eixo vertical antes e depois do deslocamento, respectivamente. Considere-se  $dif_Z$  a variação da altura de T12. Esta deverá variar da seguinte forma: se o paciente se afastar do aparelho, na óptica deste último, a altura de T12 será menor, pelo que  $zT12_a > zT12_d$  e, assim,  $dif_Z = zT12_a - zT12_d$ . Se, por outro lado, o paciente se aproximar, a altura medida será superior, com  $zT12_d > zT12_a$  e  $dif_Z = zT12_d - zT12_a$ .

Considerando, finalmente,  $z_{falsa}(i)$  e  $z_{verdadeira}(i)$  como sendo as cotas da referência  $i$ , sem e com correcção, respectivamente, com  $i$  a variar entre 1 e 3, então, na primeira situação,  $z_{verdadeira}(i) = z_{falsa}(i) + dif_z$  e, na segunda,  $z_{verdadeira}(i) = z_{falsa}(i) - dif_z$ .

Caso não exista variação entre cotas antes e depois do deslocamento, então  $zT12_d = zT12_a$  e  $dif_z = 0$ , não havendo qualquer correcção a fazer neste campo.

Findas as correcções das três coordenadas de cada referência escapular da omoplata esquerda, são devolvidas as coordenadas que teriam sido obtidas sem qualquer deslocamento efectuado pelo paciente, ou seja, obtém-se a posição da omoplata esquerda coerente com a do conjunto “coluna + omoplata direita”.

## 4.2 Protocolo Secção da coluna + Omoplatas

Este protocolo é em tudo semelhante ao Coluna Completa + Omoplatas. O utilizador deve, à semelhança do primeiro protocolo, posicionar o paciente na primeira posição de aquisição (Coluna + Omoplata Direita) e, em seguida, indicar o número de apófises a adquirir.

O presente protocolo baseia-se em alguns estudos anatómicos que incidem no conjunto C1-C7 + T1-T12 (ver subcapítulo 2.3); contudo, os conjuntos de apófises do protocolo e dos estudos poderão não coincidir pelo seguinte motivo: a presença de cabelo dificulta a detecção de, pelo menos, três das apófises mais superiores - C1, C2 e C3.

Assim, de T12 a C4, inclusive, têm-se 16 apófises, que é, por defeito, o valor de apófises marcadas para este protocolo. O valor máximo é 19: decidiu-se não limitar o número de apófises a 16 para a eventualidade de C1, C2 e C3 serem detectadas pelo sistema. O valor mínimo é 1 (a apófise de T12, necessária para a inicialização das aquisições escapulares).

A marca do díodo *laser* deve ser novamente colocada abaixo do primeiro ponto marcado, que, nesta situação, será o referente à apófise espinhosa de T12. Finda a correcta detecção de todas as apófises, o aparelho é recolocado na posição de T12, dando então início à aquisição da omoplata direita, caso contrário, a aquisição é repetida.

Tendo a omoplata direita sido correctamente adquirida, o paciente deve deslocar-se para a segunda posição de aquisição (“T12 + Omoplata Esquerda”), onde o utilizador deve, com recurso ao posicionamento manual, reposicionar a marca do díodo *laser* abaixo do ponto de T12. Novamente, as coordenadas de T12 adquiridas em ambas as posições de aquisição serão utilizadas para a posterior correcção das coordenadas da omoplata esquerda.

Com a marca do díodo *laser* sobre o ponto de T12, inicia-se a aquisição de dados referentes à omoplata esquerda. Se esta for correctamente adquirida, então dá-se início à correcção das suas coordenadas, caso contrário, é a aquisição decorre novamente.

### **4.3 Protocolo Omoplata Direita e Omoplata Esquerda**

Apesar de, como referido atrás, a simples aquisição das referências escapulares de uma omoplata não proporcionar medições conclusivas do ponto de vista anatómico, estes protocolos são, ainda assim, disponibilizados ao utilizador. Este deve, inicialmente, posicionar, para cada um deles, a marca do díodo *laser* na linha de apófises espinhosas, abaixo, em z, do ângulo inferior das omoplatas.

### **4.4 Protocolo Coluna**

Na janela onde o utilizador selecciona que protocolo deseja realizar, acrescentou-se aos quatro protocolos anteriores a opção de adquirir somente apófises espinhosas, o que representa a última versão do Métrica Vertebral, mais recentemente aperfeiçoada pela Eng.<sup>a</sup> Ana Teresa Gabriel.

## CAPÍTULO 5 Algoritmos

Tendo em conta que, em última análise, o que se pretendia era a aquisição de pontos em tudo semelhantes aos marcados na região da coluna vertebral aquando da utilização da última versão do Métrica Vertebral, tomaram-se, naturalmente, como base, os algoritmos presentes nessa versão, implementada primeiramente pelo Eng.<sup>o</sup> António Jordão e melhorada posteriormente pela Eng.<sup>a</sup> Ana Teresa Gabriel; contudo, devido, entre outros factores, à implementação dos movimentos padrão anteriormente descritos, foi necessário efectuar algumas alterações nos códigos, as quais serão descritas neste capítulo.

### 5.1 Algoritmo de Detecção de Pontos

O algoritmo de detecção de pontos, aperfeiçoado pela Eng.<sup>a</sup> Ana Teresa Gabriel, apresenta um funcionamento adequado no que diz respeito à detecção de apófises espinhosas. Isto porque, nesta situação, os pontos marcados na pele do paciente sobre as projecções cutâneas das apófises se encontram como que numa sequência, de baixo para cima, sem que dois pontos possam estar ao mesmo nível, em altura. Ao ordenar os pontos por altura, de baixo para cima, dando prioridade ao que se encontra imediatamente acima da marca do diodo *laser*, este algoritmo proporciona os melhores resultados para esta situação.

Contudo, ao serem implementados os movimentos padrão anteriormente descritos, no caso do segundo movimento que visa aproximar a marca do diodo *laser* da segunda referência, este pode, nalgumas situações e por se tratar de um movimento fixo para qualquer paciente, ser suficiente para colocar o aparelho numa posição algures entre a segunda referência escapular e a linha de apófises, fazendo com que, no campo de visão da câmara, surjam não só esta referência, como também pontos referentes a apófises espinhosas.

Isto significa que o segundo movimento pode levar ao erro por parte do algoritmo de detecção de pontos: ao ordenar os pontos por alturas, um ponto referente a uma apófise, caso seja incluído no campo de visão da câmara e se encontre abaixo da segunda referência, é considerado como o seguinte na sequência de detecções, levando o *software* a agir em conformidade e a procurar detectá-lo em detrimento da verdadeira referência.

De forma a evitar esta situação, procedeu-se à primeira alteração no funcionamento deste algoritmo para utilização aquando da aquisição de dados referentes às omoplatas: a ordenação dos pontos é, nessa situação, feita em função da distância em *x* existente entre dois pontos consecutivos: ao se fazer a pesquisa da segunda referência escapular, um ponto na linha de apófises não será considerado visto que, por muito desadequado que possa ser o segundo movimento padrão, este não será suficiente para aproximar mais a marca do diodo *laser* da linha de apófises espinhosas do que da segunda referência escapular. Assim, mesmo que surja no campo de visão um ponto referente a uma apófise, a ordenação horizontal dos

pontos dá prioridade à segunda referência, que está mais próxima em  $x$ . Esta alteração permitiu obter bons resultados aquando da pesquisa de referências escapulares.

A segunda alteração efectuada reside ao nível das reduções de imagem. Ao contrário do que acontece com a pesquisa de pontos referentes a apófises espinhosas, onde o seu normal encadeamento como que sequencial permite a redução da imagem a analisar recorrendo às coordenadas do último ponto detectado, aqui essa situação não é possível, uma vez que não existe uma relação entre duas referências escapulares semelhante à existente entre duas apófises consecutivas.

## 5.2 Algoritmo de Detecção da Marca do Díodo *Laser*

Apesar de o *software* referente a este algoritmo não ter sido alterado relativamente à última versão do Métrica Vertebral, houve, no entanto, necessidade de intervir no *hardware*: o elevado uso a que o díodo *laser* tem sido sujeito acabou por se reflectir em problemas na sua detecção por parte deste algoritmo.

Com efeito, na análise da componente verde decorrente do mesmo, a marca do díodo *laser* apresentava-se diminuta a ponto de ser eliminada juntamente com outros artefactos pelo conjunto de funções morfológicas de erosão e dilatação aí presentes para esse efeito.

Este fenómeno verificou-se sobretudo aquando do início dos testes em pessoas, sendo que no fantoma não era significativo. Diferentes inclinações experimentadas pela marca do díodo *laser* ao percorrer a pele dos pacientes associadas à sua fraca intensidade podem ter estado entre os factores que levaram à sua deformação e consequente má interpretação por parte do algoritmo de detecção desta marca.

Por este motivo, de forma a evidenciar a marca do díodo *laser*, decidiu-se substituir o filtro de densidade neutra disposto, até então, em frente do mesmo por um outro de menor espessura. As diferenças verificadas entre análises de imagens (Figura 5-1) capturadas antes e depois da substituição do filtro de densidade nula foram notórias.

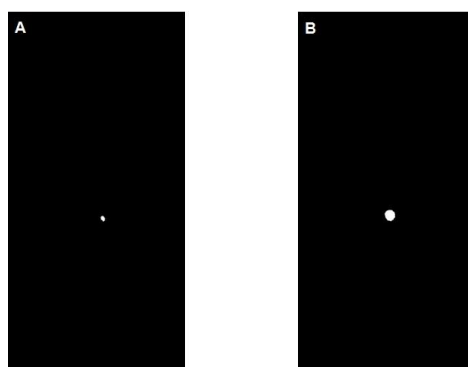


Figura 5-1: Segmentação da componente verde de imagens adquiridas antes (A) e depois (B) da intervenção.



## 5.3 Algoritmo de Aquisição de Dados

### 5.3.1 Apófises

#### 5.3.1.1 Primeira posição de aquisição

O algoritmo de aquisição de dados referentes às apófises sofreu três alterações relativamente à última versão do Métrica Vertebral, sendo que entre protocolos apenas varia número de apófises a detectar: no protocolo Coluna Completa + Omoplatas, para a pesquisa da coluna propriamente dita, o algoritmo visa detectar entre sete e vinte e cinco apófises espinhosas, enquanto que para a pesquisa de T12 após deslocamento do paciente para a segunda posição, visa detectar sete apófises; já no caso do protocolo Secção da Coluna + Omoplatas, para a pesquisa da secção da coluna, o algoritmo pretende detectar entre uma e dezanove apófises (as compreendidas entre T12 e C1), enquanto que para a pesquisa de T12 após deslocamento do paciente, o algoritmo apenas visa a detecção de uma apófise (assumindo que T12 é a primeira apófise marcada a contar de baixo).

A primeira alteração efectuada reside ao nível da verificação do limite de detecções correspondente a 25 apófises espinhosas. Neste campo, a aquisição terminava, isto é, o programa saía do ciclo de pesquisa de pontos, em apenas duas situações: se já tivessem sido detectadas 25 apófises e se não existissem mais pontos em memória ou, caso ainda não tivessem sido detectadas 25 apófises espinhosas, se não surgissem novos pontos no campo de visão durante o movimento do aparelho de cerca de 5 cm na vertical a partir da última detecção (65 ciclos de pesquisa de pontos).

Este último processo é útil para garantir a detecção até uma separação vertical entre apófises consecutivas de 5 cm (de notar que o valor máximo dos dados recolhidos pela Dra. Cláudia Quaresma foi 44,2 mm); no entanto, foi ligeiramente alterado, visto que se o número de apófises espinhosas indicado inicialmente for, por exemplo, 15, como após a detecção das mesmas não foi atingido o número 25, o programa iria continuar a executar os referidos 65 ciclos sem qualquer utilidade (visto ter já detectado aquilo que era suposto). Assim, tendo em conta que é indicado ao programa o número de apófises a determinar, definiu-se que, caso já tenham sido detectadas tantas apófises quantas as indicadas inicialmente, então a aquisição termina. Isto evita que, no momento em que já se tenham detectado todas as apófises previstas, o dispositivo continue em busca de um outro ponto.

Directamente relacionada com este facto está a segunda alteração efectuada neste programa: uma terceira imagem é capturada para actualizar a lista de pontos a detectar. Neste campo, definiu-se que a captura desta imagem e consequente actualização da lista apenas devem ser realizadas se ainda não tiver sido dada ordem de final de aquisição. Este bloco era sempre executado mesmo que antes tivesse sido emitida a referida ordem.

A terceira e última alteração consiste na introdução de três variáveis de entrada neste algoritmo: o número de apófises a detectar, definido pelo utilizador para a primeira posição de aquisição e fixo para a segunda (mas variando entre protocolos), uma variável de indicação da

posição de aquisição em que o paciente se encontra, que se aborda mais adiante, e ainda uma outra, acrescentada posteriormente, que indica o número mínimo de apófises a detectar, e que coincide com o valor mínimo possível aquando da indicação inicial do número de apófises a detectar em cada protocolo: 7 para o protocolo completo e 1 para o relativo à secção da coluna. O algoritmo de aquisição das apófises apenas devolve as coordenadas dos pontos detectados se estes o forem em número igual ou superior ao número mínimo de apófises a detectar.

### 5.3.1.2 Segunda posição de aquisição

Após deslocamento do paciente para a segunda posição de aquisição, é novamente requisitado o algoritmo agora para aquisição do ponto correspondente a T12. Como explicado anteriormente, nesta fase o objectivo é adquirir novamente as coordenadas de T12 para posterior correcção das coordenadas das referências escapulares da omoplata esquerda.

Desta feita, no caso do protocolo Coluna Completa + Omoplatas, visa-se a detecção de sete apófises, sendo a de T12 a sétima a ser detectada no processo; já no caso do protocolo Secção da Coluna + Omoplatas, pretende-se detectar apenas uma apófise, como referido atrás. Em ambos os casos, esta pesquisa sucede à detecção da terceira referência escapular da omoplata direita, que se encontra largamente afastada da primeira apófise a detectar na segunda posição de aquisição de dados. Assim, o algoritmo de aquisição de dados referentes às apófises espinhosas, para além de ter como variável de entrada o número de apófises a detectar, tem também uma outra, que, podendo ser preenchida com os valores lógicos 1 ou 0, irá indicar se deve ou não ser feito o movimento de recolocação abaixo da primeira apófise a detectar. Caso possua valor lógico 1, o paciente encontra-se já na segunda posição de aquisição, pelo que, antes de decorrer a pesquisa de apófises, é enviado o comando **Go Home** que leva à posição guardada em memória – *Home Position* - e resultante do posicionamento manual, antes da pesquisa de apófises na primeira posição de aquisição. É, então, enviado um comando de deslocamento de 20 cm para a direita, de forma a posicionar grosseiramente a marca do dóido *laser* abaixo de T12, na segunda posição de aquisição.

Obviamente, no caso da pesquisa de apófises na primeira posição de aquisição esta variável toma o valor lógico 0, uma vez que nesta altura se pretende apenas posicionar manualmente o dispositivo, quer se aceite regressar a uma posição guardada em testes anteriores quer não (escolha esta possibilitada apenas no caso de a variável tomar o valor 0, isto é, no caso de o paciente se encontrar na primeira posição de aquisição). Nesta situação, define-se a posição resultante do posicionamento manual como sendo a *Home position*.

O fluxograma referente ao algoritmo de aquisição de dados referentes às apófises está representado em apêndice.

### 5.3.2 Omoplatas

No que toca à aquisição de dados referentes às omoplatas, o algoritmo base é idêntico ao utilizado para a aquisição de dados referentes às apófises espinhosas; contudo, e como explicado atrás, foram necessárias algumas alterações.

A primeira alteração feita consistiu na introdução de uma variável de entrada cujo objectivo é distinguir se a requisição do algoritmo de aquisição de dados referentes à omoplata é feita durante um protocolo que inclua aquisição de dados referentes a apófises ou não. Esta variável, *aquisicao\_apofises*, pode tomar os valores lógicos 0 (protocolos apenas referentes a omoplatas) ou 1 (protocolos referentes a apófises e omoplatas) e é útil nos seguintes aspectos:

1. O posicionamento manual imediatamente anterior à pesquisa das omoplatas não é disponibilizado nos protocolos Coluna completa + Omoplatas e Secção da coluna + Omoplatas onde *aquisicao\_apofises*=1, uma vez que esta pesquisa se inicia da posição do ponto correspondente a T12, detectado imediatamente antes;
2. O *software* referente ao posicionamento manual inclui o envio dos comandos de accionamento da iluminação e do *laser*. Devido ao facto explicado no primeiro ponto, caso se seleccionem os mesmos protocolos, esses comandos passam a ser enviados neste algoritmo, de forma a dar continuidade ao processo de aquisição;
3. Pela mesma razão do primeiro ponto e para os mesmos protocolos, o aparelho não regressa à *Home position* antes da pesquisa das omoplatas;
4. A posição onde se inicia a aquisição de dados referentes à omoplata não é guardada como *Home Position* nos protocolos referidos nos pontos anteriores. A única *Home Position* definida é utilizada para o posicionamento abaixo da primeira apófise a detectar na segunda posição de aquisição de dados, não correspondendo a nenhuma das obtidas imediatamente antes da pesquisa das omoplatas;
5. No caso da pesquisa da omoplata direita, esta, à semelhança da da omoplata esquerda, é iniciada na posição referente a T12; contudo, e contrariamente ao que se verifica nessa situação, o ponto correspondente a T12 não é o último a ter sido detectado antes da pesquisa da omoplata. Neste caso, a variável *aquisicao\_apofises*, ao tomar o valor lógico 1, permite levar o dispositivo de volta às coordenadas de T12. Para este movimento contribuem as duas outras variáveis de entrada acrescentadas a este algoritmo: *xt12* e *zt12*, que correspondem, respectivamente, à abcissa e à ordenada do ponto correspondente a T12, detectado imediatamente antes no decurso da aquisição de dados referentes às apófises espinhosas.

Relativamente à segunda alteração, o tempo de processamento sofre, ocasionalmente, aumentos de alguns milissegundos, o que é suficiente para fazer com que a aquisição da imagem utilizada para aferir a detecção ocorra num momento em que a marca do díodo *laser* e o ponto estão separados por mais de 15 pixéis. O aumento do tempo de processamento pode estar relacionado, entre outros factores, com a análise de imagens de maiores dimensões por parte do algoritmo de detecção de pontos (ver subcapítulo 5.1), comparativamente ao que acontece com o utilizado para pesquisa de apófises, onde as imagens sofrem reduções cujo principal objectivo era, precisamente, o encurtamento do tempo de processamento.

Assim, a segunda alteração consistiu numa reformulação da rotina de detecção de um ponto: no lugar de se ter uma detecção aquando da diferença entre a marca do díodo *laser* e o ponto ser inferior a 15 pixéis, aumentou-se o intervalo de detecção para 20 pixéis. Este aumento de 5 pixéis pode parecer ínfimo; no entanto, permitiu reduzir o fenómeno referido, sem

que, no entanto, a precisão fosse muito afectada, uma vez que à distância a que o paciente se encontra do aparelho, 5 pixéis na imagem correspondem a aproximadamente 0,244 milímetros. No decorrer dos testes, esta alteração mostrou-se igualmente vantajosa no caso da detecção das apófises, pelo que acabou por ser igualmente implementada no respectivo algoritmo.

Passando à principal alteração feita neste algoritmo, tendo em conta que este teve como base o de aquisição de dados referentes às apófises e que existem três referências a detectar, intermediadas por movimentos de colocação, então pensou-se ser apropriada a execução deste algoritmo apenas três vezes: uma por cada referência a detectar. Dada a não proximidade entre referências escapulares, decidiu-se forçar a imobilização do dispositivo aquando da detecção de uma referência, pelo que o comando **Stop Move** referente ao eixo z é enviado nesta situação, possibilitando a rápida progressão do algoritmo para a etapa seguinte.

Cada rotina de pesquisa de um ponto é precedida pelo respectivo movimento padrão de aproximação e pelo ciclo de verificação de existência de pontos (à excepção da terceira referência escapular, que não é precedida por este ciclo), pelo que o primeiro movimento é o primeiro passo deste programa.

Finda a aquisição do primeiro ponto, com a detecção do mesmo, o programa prossegue para o segundo movimento. Isto significa que entre pesquisas de pontos devem ser verificados quantos pontos já foram detectados para que se possa efectuar de seguida o movimento referente à colocação da marca do díodo *laser* junto da próxima referência a detectar. Idealmente, pretendia-se que esta verificação fosse feita antes de cada rotina de pesquisa e aquisição de um ponto, pelo que o programa deveria regressar sempre a esta etapa aquando de uma detecção.

Este regresso é possibilitado pelo ciclo *while* ( $n\_vert \sim 3$ ) que inclui todo o algoritmo excepto o bloco de inicialização de variáveis ( $n\_vert=0$ ;  $ctrl=1$ ;  $ctrl2=1$ ;  $verificacao\_movimento=0$ ;  $movimento\_insuficiente=1$ ), ou seja, enquanto não forem detectadas as três referências escapulares, o programa não sai deste ciclo, pelo que antes da pesquisa de um ponto, verifica quantos já foram detectados, executando, de seguida, o movimento correcto. O ciclo *while* ( $n\_vert \sim 3$ ) permite ainda impedir que a aquisição termine logo caso não seja detectada a marca do díodo *laser* no início da pesquisa. Desta feita, a pesquisa desta é efectuada até que o algoritmo de detecção da mesma a valide.

A sequência de movimentos padrão/ rotinas de pesquisa é descrita seguidamente:

1. Se  $n\_vert=0$ ,  $ctrl2=1$  e  $verificacao\_movimento=0$  ocorre o primeiro movimento padrão. Estas condições reflectem a inicialização das variáveis associadas, pelo que este movimento representa o início do programa. De referir que estes movimentos padrão são feitos da seguinte forma: no caso dos movimentos horizontais, é enviado o comando **Get X** que devolve a posição onde a estrutura móvel se encontra na calha, em micrómetros. A partir desta posição, é subtraída ou somada a distância, em  $\mu m$ , que se pretende que o dispositivo percorra, para a direita ou para a esquerda, respectivamente. O valor resultante é associado ao comando **Go X** e inicia-se o

movimento. Realizado o movimento, é enviado novamente o comando **Get X** de forma a apurar se o dispositivo se deslocou correctamente. No caso dos movimentos verticais, as únicas diferenças são o facto de os comandos enviados serem **Get Z** e **Go Z** e de a distância a percorrer ser somada ou subtraída à posição inicial consoante o movimento é ascendente ou descendente.

Pretendia-se prosseguir para a fase seguinte apenas quando o aparelho estivesse na posição desejada; no entanto, constatou-se que estes movimentos nem sempre eram realizados com precisão micrométrica, pelo que se definiu que, caso a posição real pós-deslocamento (obtida com **Get X** ou **Get Z**) esteja a menos de 150  $\mu\text{m}$  da posição projectada (resultante da subtracção ou adição da distância a percorrer à posição inicial), em x para movimentos horizontais e em z para verticais, o movimento é validado. Caso o movimento seja válido, *verificacao\_movimento=1*;

2. Se *verificacao\_movimento=1*, decorre a verificação da existência de pontos no campo de visão da câmara. Este processo é muito simples: são capturadas imagens até que seja encontrada a marca do diodo *laser* por parte do respectivo algoritmo (este é sucessivamente requisitado até que a marca seja encontrada), de seguida é requisitado o algoritmo de detecção de pontos que verifica se existem pontos na imagem. Se não existirem pontos, são enviados os comandos necessários para o aparelho ascender 1 cm relativamente à posição em que se encontrava. Este ciclo é repetido até se verificar a existência de pelo menos um ponto na imagem, graças ao ciclo *while(movimento\_insuficiente=1)*. No momento em que existam pontos na imagem, *movimento\_insuficiente=0*, *verificacao\_movimento=0* e, como se está a agir para a detecção da primeira referência escapular (*n\_vert=0* e *ctrl2=1*), então *ctrl2=0*;
3. Se *n\_vert=0* e *ctrl2=0*, decorre a rotina de pesquisa da primeira referência escapular. Aqui, enquanto a variável de controlo *ctrl* não for nula, o programa prossegue até que se sobreponha a marca do diodo *laser* ao primeiro ponto da lista. Quando ocorre uma detecção, esta variável passa a ter o valor lógico 0, diferentemente do que acontece para o algoritmo de pesquisa de apófises, onde *ctrl=0* apenas se verifica quando são detectadas todas as apófises indicadas. No algoritmo de pesquisa de apófises, *ctrl=0* significa fim de aquisição de dados; por outro lado, no caso da pesquisa de referências escapulares, significa fim de pesquisa de um ponto, dada a sua detecção. Isto permite ao programa sair da rotina de pesquisa de pontos e prosseguir. A detecção de um ponto leva sempre a *ctrl=0* e *ctrl2=0*. Assim, dada a detecção do primeiro ponto, tem-se *n\_vert=1*, *ctrl=0* e *ctrl2=0*. Como *ctrl=0*, finaliza-se a rotina de pesquisa de pontos; no entanto, como *n\_vert=3*, o programa verifica qual o próximo movimento a efectuar;
4. Se *n\_vert=1*, *ctrl2=0* e *verificacao\_movimento=0*, ocorre o segundo movimento padrão. Se o movimento for validado, *verificacao\_movimento=1* e *movimento\_insuficiente=1*;
5. Novamente, como *verificacao\_movimento=1*, entra-se na rotina de verificação de existência de pontos, que decorre até se obter *movimento\_insuficiente=0* (e *verificacao\_movimento=0*). Agora pretende-se detectar a 2ª referência pelo que tínhamos *n\_vert=1*, *ctrl2=0* e *ctrl=0* e passamos a ter *n\_vert=1*, *ctrl2=1* e *ctrl=1*;

6. Se  $n\_vert=1$  e  $ctrl2=1$ , decorre a rotina de pesquisa da segunda referência escapular. Esta rotina pode decorrer uma vez que no fim da rotina anterior,  $ctrl$  voltou a ter o valor lógico 1. Detectada esta referência, tem-se  $n\_vert=2$ ,  $ctrl=0$  e  $ctrl2=0$ ; como ainda se tem  $n\_vert \neq 3$ , o programa volta a verificar qual o próximo movimento a efectuar;
7. Se  $n\_vert=2$ ,  $ctrl2=0$  e  $verificacao\_movimento=0$ , ocorre o segundo movimento padrão. Se o movimento for validado, então  $ctrl2=1$  e  $ctrl=1$ ;
8. Se  $n\_vert=2$  e  $ctrl2=1$ , decorre a rotina de pesquisa da terceira e última referência escapular. Detectada esta referência, tem-se  $ctrl=0$ ,  $ctrl2=0$  e  $n\_vert=3$ . Finalmente, o programa sai da rotina  $n\_vert=3$ , dando por finalizada a aquisição de dados referentes à omoplata.

O encadeamento dos pontos anteriormente enumerados pode ser mais facilmente compreendido através do fluxograma referente à função de pesquisa e detecção de pontos que, tal como o relativo à aquisição de dados referentes às omoplatas esquerda e direita, está representado em apêndice.

Analogamente ao algoritmo de aquisição de dados referentes às apófises, também aqui a captura da terceira imagem e consequente actualização da lista de pontos a detectar não é efectuada sempre. Enquanto que, nesse caso, este passo apenas é realizado enquanto não tenham sido detectadas todas as apófises indicadas, aqui apenas ocorre se  $ctrl \neq 0$ . Esta condição evita que este último bloco de processamento ocorra imediatamente a seguir a uma detecção (tendo em conta que as referências escapulares não estão encadeadas como as apófises espinhosas, seria inútil actualizar a lista de pontos após uma detecção), fazendo com que neste momento o processamento termine e o programa avance para a próxima fase.

Por fim, os algoritmos de aquisição de dados de ambas as omoplatas têm também, como variáveis de entrada, as coordenadas  $x$  e  $z$  da apófise de T12, que, como explicado anteriormente, se sabe encontrar-se abaixo da primeira referência escapular. No caso da aquisição de dados referentes à omoplata direita, esta sucede à detecção da última apófise espinhosa (no máximo, em altura, C4), que se encontra muito afastada da primeira referência escapular a detectar. Por este motivo, após a detecção da última apófise espinhosa, ao ser requisitado o algoritmo de aquisição de dados referentes à omoplata direita, a primeira acção deste é a movimentação do dispositivo para as coordenadas de T12.

No caso da aquisição relativa à omoplata esquerda, esta deverá suceder à aquisição das apófises espinhosas na segunda posição de aquisição. As coordenadas de T12 não são, como tal, utilizadas, sendo que o dispositivo, por se encontrar sobre a marca de T12 após a correcta detecção das apófises, inicia de imediato o primeiro movimento padrão. No entanto, no caso de se finalizar uma aquisição da omoplata esquerda sem sucesso e de forma a repeti-la, o dispositivo deve regressar às coordenadas de T12. Assim, atribuindo o valor 1 a uma outra variável de entrada – *Repeticao* –, no caso de se pretender reiniciar a aquisição da omoplata esquerda, esta leva ao posicionamento do dispositivo sobre a marca de T12 e inicia-se novamente todo o processo.

## CAPÍTULO 6 Programa gestor de protocolos

Como referido anteriormente, a interface gráfica do programa permite ao utilizador seleccionar um de cinco protocolos disponíveis: Coluna Completa + Omoplatas, Secção da Coluna + Omoplatas, Omoplata Direita, Omoplata Esquerda e Coluna Vertebral.

### 6.1 Coluna Completa + Omoplatas

Neste protocolo pretende-se fazer a aquisição das coordenadas das apófises espinhosas e das referências escapulares de ambas as omoplatas.

Primeiramente é definido o número de apófises a detectar. Numa caixa de diálogo que surge, o utilizador deve indicar quantas apófises marcou na pele do paciente (ver subcapítulo 4.1). Nesta fase, o paciente deve estar colocado na primeira posição de aquisição e pretende-se medir todos os pontos marcados sobre apófises espinhosas; *n\_apofises* é então definido como sendo a conversão de *string* para numérico da resposta do utilizador na caixa de diálogo.

Esta é uma das variáveis de entrada do algoritmo de pesquisa e detecção das apófises espinhosas. Uma outra indica o número mínimo de apófises a detectar, *minimo\_apofises*, que se abordará à frente. A última variável de entrada está relacionada com a posição em que o paciente se encontra; estando na primeira posição de aquisição, este ainda não realizou o movimento de 20 cm para a segunda posição, pelo que *movimento\_20\_1=0*.

Como o presente protocolo envolve a aquisição de coordenadas referentes a apófises espinhosas, *aquisicao\_apofises=1*. É executado o algoritmo de pesquisa e detecção dos pontos referentes às apófises, cujas coordenadas são guardadas na variável *coor\_apofises\_todas*.

O programa apenas avança caso o *feedback* do utilizador seja positivo e o número de apófises detectadas seja superior ao valor mínimo, representado por *minimo\_apofises*, e que neste caso é igual a 7. Se isto não acontecer, a aquisição reinicia.

As coordenadas presentes em *coor\_apofises\_todas* são então incorporadas na variável *dados\_todas\_aquisicoes*; por outro lado, as coordenadas da apófise de T12 são também guardadas em *xt12\_a*, *yt12\_a* e *zt12\_a*, correspondendo às coordenadas da sétima apófise detectada e serão utilizadas, mais à frente, primeiramente, para o deslocamento prévio à aquisição da omoplata direita e, posteriormente, para a correcção das coordenadas das referências da omoplata esquerda.

É então requisitado o algoritmo de pesquisa e detecção das referências escapulares da omoplata direita. Este algoritmo realiza, neste protocolo e no Secção da coluna + Omoplatas, um deslocamento inicial para as coordenadas de T12. Para isso conta com as variáveis de entrada *xt12\_a* e *zt12\_a*. Uma terceira variável de entrada (*aquisicao\_apofises*) ajuda a

distinguir se o protocolo que está a requisitar este algoritmo envolve ou não a pesquisa e detecção de apófises espinhosas; como envolve, dá-se o referido posicionamento em T12. As coordenadas devolvidas neste passo são guardadas em *coor\_referencia\_direita*.

O programa apenas prossegue se o último algoritmo tiver devolvido coordenadas de tantas referências quantas as que se esperavam obter, desta feita, três, e caso o utilizador o permita. Caso contrário, a aquisição da omoplata direita é reiniciada.

Estas coordenadas são também incorporadas na variável *dados\_todas\_aquisicoes* e é emitida uma mensagem de aviso ao utilizador para que o paciente seja deslocado para a segunda posição de aquisição. Realizado este processo, o utilizador encerra a janela da mensagem e o programa prossegue. Pretende-se, agora, detectar novamente T12, que é, como visto atrás, a sétima apófise a contar de baixo. Assim, o número de apófises a detectar passa a ser sete ( $n_{apofises\_2}=7$ ), sendo também este o valor mínimo ( $minimo\_apofises=7$ ). Tendo o paciente realizado o movimento de 20 cm para a sua direita, então *movimento\_20\_2=1*. Estas variáveis constituem as variáveis de entrada do algoritmo de pesquisa e detecção de apófises espinhosas, que é novamente requisitado.

O programa prossegue se tiverem sido agora detectadas as sete apófises inferiores, caso contrário, o utilizador deve negar o sucesso da aquisição e esta é repetida. A sétima apófise detectada deverá ser T12, cujas coordenadas são guardadas em *xt12\_d*, *yt12\_d* e *zt12\_d* com vista à posterior correcção das coordenadas das referências da omoplata esquerda.

Finalmente segue-se a aquisição da omoplata esquerda, com as coordenadas das suas referências a serem guardadas na variável *coor\_referencia\_esquerda*. Se, mais uma vez, tiverem sido devolvidos três conjuntos de coordenadas (referentes às três referências escapulares), o *feedback* do utilizador deve permitir que o programa prossiga, caso contrário, a aquisição é retomada.

A etapa seguinte passa pela correcção das coordenadas das referências desta omoplata com recurso às coordenadas da apófise de T12 adquiridas em ambas as posições de aquisição. O resultado da correcção são três novos conjuntos de coordenadas, que são guardados em *coor\_referencia\_esquerda* e incorporados na variável *dados\_todas\_aquisicoes*.

Por último, é dada ao utilizador a possibilidade de guardar os dados das aquisições, isto é, guardar os conjuntos de coordenadas referentes às apófises espinhosas e a cada omoplata incorporados na variável *dados\_todas\_aquisicoes*.

O fluxograma referente a este protocolo, bem como o relativo ao ciclo de verificação de existência de pontos, estão representados em apêndice.

## 6.2 Secção da Coluna + Omoplatas

Relativamente ao protocolo Coluna completa + Omoplatas, o presente protocolo apenas difere em dois aspectos.



Primeiramente, enquanto que no primeiro protocolo *n\_apofises* pode tomar um valor entre 7 e 25, sendo por defeito, definido a 22, com *minimo\_apofises*=7, e *n\_apofises\_2*=7, aqui tem-se *n\_apofises* a poder tomar um valor entre 1 e 19, sendo definido, por defeito, a 16, com *minimo\_apofises*=1 e *n\_apofises\_2*=1 (ver subcapítulo 4.2)

Por fim, enquanto que no primeiro protocolo a apófise de T12 é a sétima na sequência de detecções, aqui é a primeira, pelo que são as coordenadas desta as guardadas em *xt12\_a*, *yt12\_a* e *zt12\_a* na primeira posição de aquisição, e em *xt12\_d*, *yt12\_d* e *zt12\_d* na segunda.

### 6.3 Omoiplata Direita e Omoiplata Esquerda

Estes dois protocolos serão abordados simultaneamente já que o seu funcionamento apenas difere ao nível do algoritmo de pesquisa e detecção requisitado (algoritmo de pesquisa e detecção da omoiplata direita no primeiro caso e da esquerda no segundo, obviamente). Ambos são direccionados para a aquisição somente das omoiplatas, não envolvendo aquisição de pontos referentes a apófises espinhosas. Por este motivo, *aquisicao\_apofises*=0.

Quanto às variáveis de entrada correspondentes às coordenadas em x e em z da apófise de T12, estas apenas são necessárias nos protocolos que envolvem a aquisição de apófises espinhosas. Assim, essas variáveis são aqui definidas a zero e não interferem no normal funcionamento do algoritmo. A variável de entrada *Repeticao*, no caso da omoiplata esquerda, é também definida a zero.

Em ambos os casos, os algoritmos devem devolver três conjuntos de coordenadas, visto estar-se a adquirir as posições das três referências escapulares de cada omoiplata. Se isto não acontecer, a aquisição termina e é enviada uma mensagem de erro.

Por fim, o utilizador pode escolher se pretende guardar os dados da aquisição, sendo que, aqui, isto corresponde a guardar as coordenadas contidas em *coord\_referencia\_direita* ou *coord\_referencia\_esquerda*, consoante se terminou o protocolo Omoiplata Direita ou Omoiplata Esquerda.

O fluxograma referente aos protocolos Omoiplata Direita e Omoiplata Esquerda estão representados em apêndice.

### 6.4 Coluna Vertebral

Este protocolo apenas requisita o algoritmo *apofises*, correspondente à última versão do Métrica Vertebral.



## CAPÍTULO 7      Apresentação e Discussão de Resultados

De forma a comprovar o correcto funcionamento do aparelho, testaram-se os diferentes protocolos implementados em indivíduos do sexo masculino. Ao todo, onze indivíduos foram sujeitos a estes testes, sendo que apenas os resultados de sete deles aqui são apresentados. Isto porque dois deles foram adquiridos numa fase de desenvolvimento, sem o propósito de obter resultados propriamente ditos e os outros dois não proporcionaram resultados relevantes devido, num caso, à tonalidade muito clara da pele e, no outro, à elevada pilosidade que camuflou as marcas azuis a detectar. Nenhum indivíduo apresentava patologias associadas e todos se deslocaram à empresa NGNS – *Ingenious Solutions* – para os testes experimentais.

À semelhança do que se verificou na tese da Eng.<sup>a</sup> Ana Teresa Gabriel, os testes foram realizados apenas em indivíduos do sexo masculino por ser desapropriada a sujeição de alguém do sexo feminino a um teste deste tipo em ambiente de laboratório. Visto pretender-se apenas comprovar o funcionamento do dispositivo, este aspecto não foi limitativo para a fiabilidade deste estudo.

Os testes experimentais foram divididos em três fases: uma primeira em que apenas se pretendeu averiguar que alterações seriam ainda necessárias e coerentes para a adaptação dos protocolos ao corpo humano, abandonando-se o fantoma; uma segunda para verificar se tais alterações haviam sido feitas com sucesso e, ainda, uma terceira com o fim de complementar as aquisições feitas na segunda fase. De notar que apenas na terceira fase as marcações foram feitas com rigor, nas projecções cutâneas das apófises espinhosas. Nas restantes fases apenas se fizeram marcações ao longo da coluna, não necessariamente coincidentes com essas projecções. O objectivo principal destas aquisições não passava por um estudo anatómico minucioso, pelo que a não marcação rigorosa das apófises na segunda fase não apresenta relevância para este tratamento.

Todos os protocolos foram executados e verificou-se o seu correcto e ordenado funcionamento. Contudo, as limitações identificadas na tese da Eng.<sup>a</sup> Ana Teresa Gabriel verificaram-se uma vez mais, com o *software* a apresentar problemas com peles de tonalidade mais clara ou contendo maior pilosidade. Por estes motivos, e como referido acima, dois conjuntos de dados não são aqui apresentados, uma vez que não oferecem informação de interesse.

Um problema verificado foi a incapacidade de os sujeitos permanecerem imóveis durante a aquisição. Os movimentos ântero-posteriores são notórios em alguns conjuntos de dados (Figura 7-1). Num caso isolado, verificaram-se movimentos laterais, sendo o resultado uma coluna em ziguezague (Figura 7-2), e, como tal, irreal.

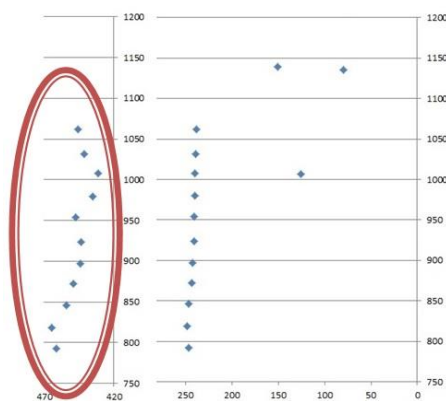


Figura 7-1: Destacado a vermelho: Vista lateral esquerda das coordenadas das apófises da coluna afectadas pelos movimentos ântero-posteriores do sujeito 4 durante a aquisição.

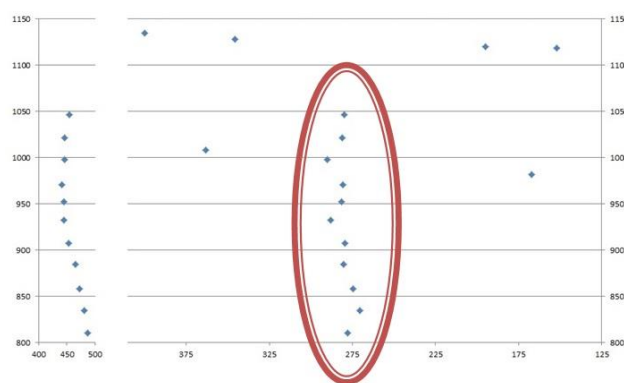


Figura 7-2: Destacado a vermelho: Vista posterior das coordenadas das apófises em ziguezague devido a movimentos laterais do sujeito 3 durante a aquisição.

Outro problema que se veio a verificar mais frequentemente e que compromete as correctas aquisições relativas aos protocolos Coluna completa + Omoplatas e Secção da coluna + Omoplatas é o de um dos pontos essenciais (número mínimo de apófises a detectar) ser ignorado: no caso do primeiro protocolo, um dos sete pontos mais inferiores (incluindo T12 – o sétimo) e, no caso do segundo, o ponto referente a T12.

Por exemplo, no caso do primeiro protocolo, se um desses sete pontos não for detectado na primeira posição de aquisição e todos o forem na segunda, então o ponto referente a T12 na primeira e na segunda posições de aquisição não irá ser o mesmo, o que compromete as conversões referentes à omoplata esquerda que dependem das coordenadas de T12. Mais concretamente, como houve um ponto ignorado na primeira posição de aquisição, o ponto considerado como o de T12 irá ser, na verdade, um outro mais acima. Se os pontos forem todos detectados na segunda posição, o ponto de T12, aqui correcto, estará abaixo do detectado na primeira posição, pelo que, aquando das conversões, a omoplata esquerda irá ser “puxada” para cima, por o *software* considerar erradamente que, por algum motivo, o ponto de T12 ficou abaixo do que era suposto após a deslocação do paciente para a segunda posição.

Considerando a situação inversa, isto é, se todos os sete pontos inferiores forem detectados na primeira posição de aquisição e, por alguma razão, um deles é ignorado na segunda, então, feitas as conversões, a omoplata esquerda será, desta feita, “puxada” para baixo. Esta situação veio a verificar-se algumas vezes (Figura 7-3), sendo o resultado um conjunto de coordenadas relativas à omoplata esquerda não coerentes com as coordenadas da coluna e da omoplata direita.

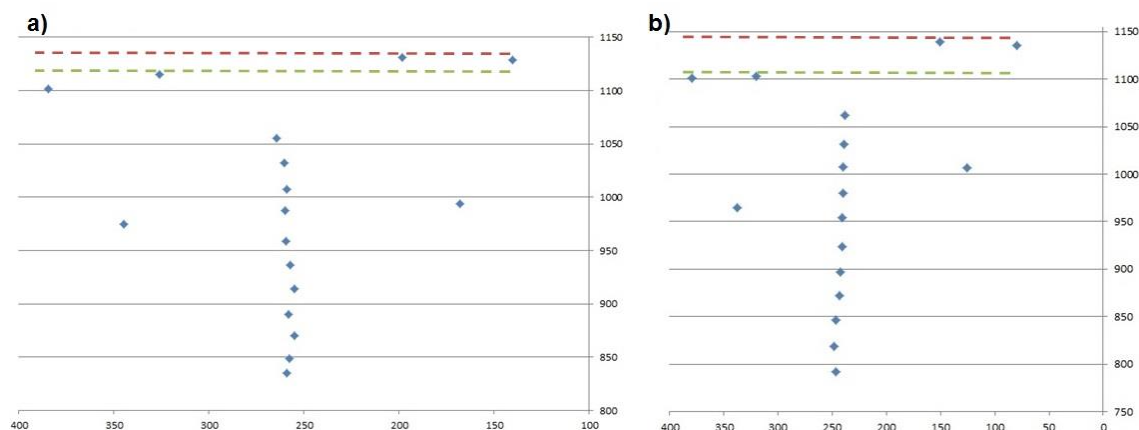


Figura 7-3: Omoplatas esquerdas "puxadas" para baixo pelo *software* devido a uma não detecção de um dos pontos essenciais, na segunda posição de aquisição. Mais evidente em b) (sujeito 4) do que em a) (sujeito 1).

Uma possível explicação para a não detecção de alguns pontos pode passar pela iluminação. De facto, uma iluminação inconsistente ou insuficiente pode camuflar um ponto e fazer com que este seja visto incorrectamente (não respeitando os requisitos no que toca à sua forma, sendo, assim, segmentado mas não válido) ou nem seja visto de todo (iluminação incorrecta pode ser suficiente para que o algoritmo de *threshold* automático falhe na sua detecção, não sendo, sequer, segmentado).

A musculatura que rodeia a coluna vertebral, sobretudo, ao nível das regiões lombar e torácica inferior, pode originar “zonas de sombra” no local em que os pontos estão marcados, dificultando ou impossibilitando mesmo a segmentação e detecção de alguns pontos. Um facto que apoia esta hipótese é a iluminação mais uniforme que se pode observar na zona mais superior do dorso.

Por outro lado, a região torácica superior está também associada a algumas incorrecções no que toca à segmentação de pontos. De facto, esta zona parece propícia ao surgimento de alguns artefactos na imagem, que podem, pontualmente, ser confundidos com pontos, o que não é de todo desejável nem real. Tal pode dever-se a uma reflexão mais acentuada da luz, proporcionada pela curvatura dessa região das costas (lordose torácica), levando à confusão por parte do algoritmo de detecção de pontos.

No que toca às omoplatas, estas foram correctamente adquiridas em todas as aquisições. Na segunda fase de testes, houve algumas situações em que uma apófise foi

considerada como sendo a segunda referência escapular, devido a uma desapropriada componente x do segundo movimento padrão. Depois de alterada esta componente, não se voltaram a experienciar problemas a este nível. Também se verificou que a terceira referência estava, por vezes ao mesmo nível ou até mesmo abaixo da segunda; a inclusão de uma componente em z, descendente, aquando do terceiro movimento padrão de posicionamento permitiu colmatar esta lacuna e obter os resultados desejados.

As duas figuras que se seguem representam uma das aquisições feitas na terceira e última fase de testes, com marcações de T12 a C2: A primeira é um conjunto de reconstruções a duas dimensões, enquanto que a segunda tenta representar em 3D o conjunto de coordenadas adquirido.

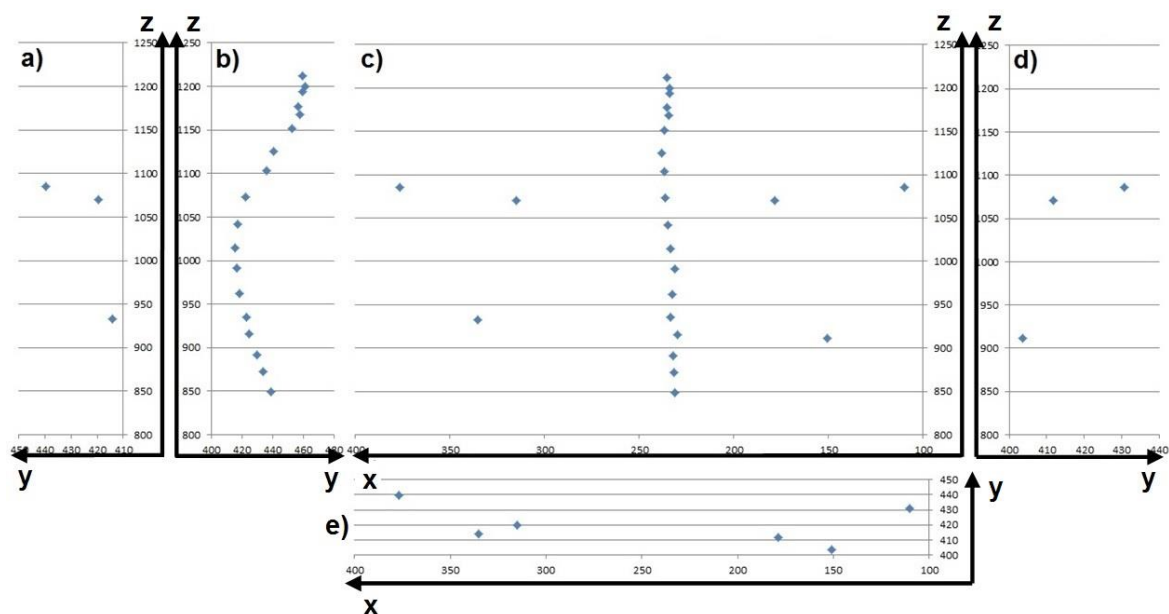


Figura 7-4: Conjunto de representações 2D do conjunto de dados resultante de uma aquisição com o protocolo Secção da coluna + Omoplatas no sujeito 6: a) vista lateral esquerda da omoplata esquerda (pontos, da esquerda para a direita: terceira, segunda e primeira referências escapulares); b) vista lateral direita do conjunto T12 (mais inferior) - C2 (mais superior); c) vista posterior da secção da coluna e omoplatas; d) vista lateral direita da omoplata direita; vista superior das omoplatas (os pontos mais superiores em cada omoplata correspondem às terceiras referências e são os que estão mais afastados do dispositivo; os pontos mais inferiores são as primeiras referências escapulares e são os que estão mais próximos).

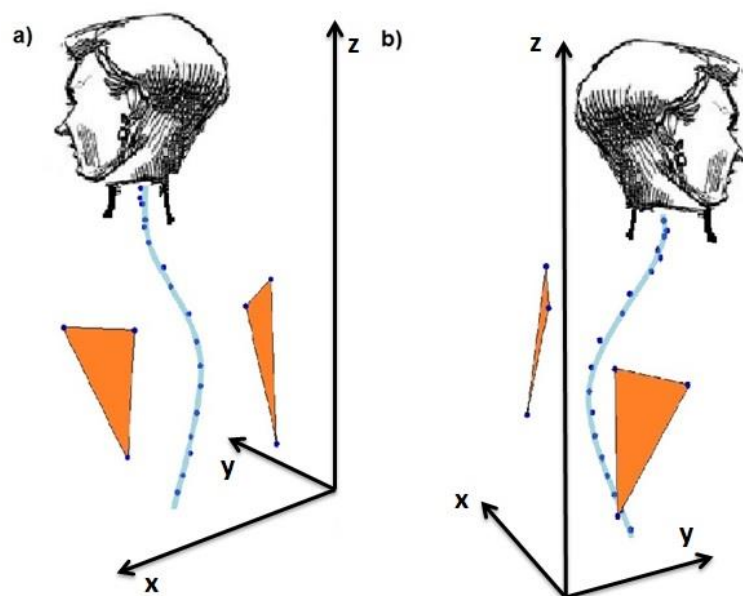


Figura 7-5: Perspectivas latero-posteriores da aquisição do dorso e cintura escapular do sujeito 6: a) vista posterior lateral esquerda; b) vista posterior lateral direita.

Todos os conjuntos de dados adquiridos podem ser encontrados em apêndice. De seguida, a Tabela 3 faz o balanço, em termos de pontos marcados, vistos, ignorados e detectados, dos testes experimentais realizados no que toca aos pontos marcados na coluna.

Tabela 3: Tabela-resumo dos dados adquiridos em testes experimentais referentes a apófises.

A	B	C	D		E	F		G		H	
			a	b		a	b	a	b	a	b
1	11	7	0	0	0	0	1	11	6	100,00	85,71
1	11	7	0	0	0	1	1	10	6	90,91	85,71
2	11	7	0	0	0	0	0	11	7	100,00	100,00
3	11	7	0	0	0	0	1	11	6	100,00	85,71
4	11	7	0	0	0	0	0	11	7	100,00	100,00
6	8	1	1	0	0	0	0	7	1	87,50	100,00
6	15	7	2	0	0	1	0	12	7	80,00	100,00
6	18	1	0	0	0	0	0	18	1	100,00	100,00
7	19	1	1	0	2	0	0	16	1	84,21	100,00

**Legenda da Tabela 3:** **A** – Sujeito; **B** – Número de pontos marcados; **C** – Número mínimo de pontos a detectar (pontos essenciais); **D** – Número de pontos não vistos ou não validados; **E** – Número de pontos não essenciais vistos e não detectados; **F** - Número de pontos essenciais

vistos e não detectados; **G** – Número de pontos detectados; **H** – Eficácia de detecção (%); **a** – primeira posição de aquisição; **b** – segunda posição de aquisição.

Note-se que pontos essenciais são os que correspondem às apófises situadas de T12 (inclusivé) para baixo, ou seja, são os necessários (número mínimo) para que se possa detectar o ponto de T12 de maneira a efectuar, com sucesso, as conversões respeitantes à omoplata esquerda. O número mínimo de pontos a detectar é o número de pontos a detectar na segunda posição de aquisição (sete no protocolo Coluna completa + Omoplatas e um no protocolo Secção da coluna + Omoplatas). As fórmulas utilizadas para o cálculo de **G** e de **H** estão representadas a seguir.

$$G, a = B - (D, a + E + F, a);$$

$$G, b = C - (D, b + F, b);$$

$$H, a = \frac{G, a}{B} \times 100 \%;$$

$$H, b = \frac{G, b}{C} \times 100 \%.$$

Em todos os testes realizados, como referido anteriormente, não foram verificadas falhas nas detecções das referências escapulares. Contudo, algumas foram sentidas algumas dificuldades aquando das aquisições das apófises espinhosas. Em suma, todos os melhoramentos possíveis foram efectuados e a identificação das limitações existentes irá conduzir certamente à crescente evolução do Métrica Vertebral.

Considerou-se desadequada uma análise estatística extensa por se estar perante um conjunto muito limitado de dados recolhidos. No entanto, embora não perfeitos, considera-se terem sido alcançados resultados promissores e faz-se um balanço positivo de todos os testes efectuados.



# CAPÍTULO 8      Conclusões e Perspectivas

## Futuras

O presente projecto teve como objectivo ser um contributo para a evolução do Métrica Vertebral enquanto inovação na área da saúde, visando desenvolver o instrumento de forma a identificar não só as posições espaciais das apófises espinhosas, como também a posição e orientação das omoplatas.

Pretendeu-se contribuir para que o dispositivo proporcionasse uma melhor identificação de disfunções e/ou patologias e conquistasse relevância no campo da prevenção, uma vez que, podendo ser aplicado repetidas vezes sem prejuízo para o indivíduo, permite agora associar a avaliação da coluna vertebral à das omoplatas. Por este facto, espera-se que este equipamento, enquanto método auxiliar de diagnóstico, venha a ter um elevado impacto clínico.

Tomou-se como ponto de partida o trabalho até aqui desenvolvido, no que toca a algoritmos, maioritariamente pelo Eng.º António Jordão e recentemente aperfeiçoado pela Eng.ª Ana Teresa Gabriel. Essa versão do Métrica Vertebral destinava-se à pesquisa e detecção de pontos marcados nas projecções cutâneas das apófises espinhosas, sendo que os algoritmos constituintes do *software* do aparelho foram aperfeiçoados para a pesquisa e detecção de pontos colocados numa sequência alongada em altura mas estreita em largura.

No planeamento das alterações a efectuar tendo em conta a forma da omoplata e, por conseguinte, a distribuição das referências a detectar, identificaram-se metodologias nos algoritmos que, se, por um lado, aperfeiçoavam a detecção de apófises espinhosas, impossibilitariam, por outro, a detecção de referências escapulares.

Resumidamente, os problemas inicialmente detectados foram:

- a) Ter-se apenas três referências para detectar, quando o programa estava preparado para terminar a aquisição caso fossem detectados 25 pontos e não existissem mais em memória ou caso não fossem encontrados pontos novos numa extensão em altura correspondente a 70 ciclos de pesquisa;
- b) Grandes desfasamentos em altura entre a primeira e a segunda referências escapulares e em largura entre as segunda e terceira;
- c) Ordenação dos pontos “a detectar” por alturas, o que seria um problema nas duas últimas referências.

Assim, a primeira alteração efectuada foi a implementação de movimentos fixos de aproximação, efectuados antes da pesquisa de cada ponto de forma a colmatar o desfasamento em distância verificado entre as referências escapulares. Para que estes movimentos fossem possíveis, o ciclo de pesquisa tinha que ser interrompido a cada ponto detectado. Desta feita,

decidiu-se correr o ciclo de pesquisa três vezes, uma por cada referência escapular a detectar. Esta alteração acabou por solucionar o problema referido em a).

No que toca à ordenação dos pontos, no algoritmo de detecção dos mesmos, foi alterado o método de ordenação e, apenas para a aquisição de dados nas omoplatas, a ordenação é feita em  $x$ , isto é, o ponto a detectar em primeiro lugar é aquele que se encontra horizontalmente mais próximo da marca do diodo *laser*. Como verificado nos testes efectuados em pessoas, esta alteração permitiu obter bons resultados em ambas as omoplatas, com as três referências escapulares a serem detectadas pela ordem correcta.

As alterações referidas anteriormente foram todas referentes aos algoritmos responsáveis pela aquisição de dados nas omoplatas. Outras alterações mais simples e explicadas nos Capítulos 3 e 5 foram igualmente efectuadas de forma a obter o melhor funcionamento possível.

No que toca à pesquisa e detecção de apófises, apenas foram feitas três simples alterações, também elas dedicadas ao aperfeiçoamento do funcionamento do dispositivo.

Sendo o objectivo principal deste projecto o de permitir a associação de aquisições da coluna vertebral e das omoplatas, decidiu-se criar um pequeno programa que gerisse quando e de que forma seriam requisitados os diferentes algoritmos necessários em cada fase e que, após todas as aquisições, efectuasse a associação entre elas e devolvesse os resultados globais.

Neste programa estão implementados cinco protocolos de aquisição diferentes. Através de uma interface gráfica muito simplista, o utilizador pode seleccionar um protocolo de entre: Coluna Completa + Omoplatas, Secção da Coluna + Omoplatas, Omoplata Direita, Omoplata Esquerda e Coluna Vertebral.

Os dois primeiros protocolos representam o verdadeiro intuito deste projecto. Ambos requisitam primeiramente o algoritmo de aquisição de apófises, seguido do de aquisição da omoplata direita. Segue-se novamente o algoritmo de aquisição de apófises e, por último, o de aquisição da omoplata esquerda.

A razão de o algoritmo de aquisição de apófises ser requisitado uma segunda vez deve-se ao facto de o comprimento da calha horizontal ser inferior à distância que separa as terceiras referências de cada omoplata, algo que se verificou em testes e impossibilitou a implementação de um algoritmo que realizasse a aquisição simultânea de ambas as omoplatas.

Este facto implicou a deslocação do paciente para o seu lado direito entre as aquisições de cada omoplata, o que adulterava as coordenadas da omoplata esquerda (obtidas após deslocação). De forma a as corrigir, o algoritmo de aquisição de apófises é novamente requisitado visando obter novamente as coordenadas da apófise de T12 que, comparadas às da mesma apófise mas obtidas antes do deslocamento, permite como que a translação da omoplata esquerda para uma posição coerente com a da omoplata direita e da coluna vertebral.

Inicialmente, a apófise de referência foi a de T9 e não a de T12, por se julgar que estaria sempre abaixo das referências mais inferiores das omoplatas, o que não se veio a verificar logo no primeiro teste em pessoas. T12 passou a ser a apófise eleita como a que melhor cumpria o compromisso “apófise mais próxima da referência escapular mais inferior” + “apófise sempre abaixo da referência mais inferior”.

Os testes em pessoas foram decisivos no que toca a alterações cruciais nos algoritmos, sendo de destacar o facto de T9 não estar sempre abaixo dos ângulos inferiores das omoplatas, o de o ângulo pósterio-inferior do acrómio estar muito afastado do plano frontal e, por esse motivo, não ser uma boa opção para terceira referência escapular e, por fim, o facto de a terceira referência (meia distância da espinha da omoplata) poder estar à mesma altura ou até mesmo abaixo da segunda referência.

Relativamente aos resultados obtidos, considera-se que foram atingidos os objectivos estabelecidos, na medida em que é agora possível conhecer a posição e a orientação das omoplatas e, sobretudo, associá-las à aquisição da coluna vertebral, ou seja, possibilitou-se o estudo da relação existente a curvatura da coluna vertebral e a posição das omoplatas.

Não obstante o facto de se continuarem a experienciar alguns problemas que a seguir se enumeram, o presente projecto permitiu nomeadamente que, no futuro, e de acordo com os estudos referidos no subcapítulo 2.3, sejam estudadas, por exemplo, a inversão da lordose da coluna médio-cervical, o aumento da cifose da coluna médio-torácica e a protração (abdução) e rotação das omoplatas, todas verificadas em casos de “cabeça avançada relativamente aos ombros + ombros arredondados”.

Apesar de o aparelho proporcionar agora uma avaliação mais abrangente, são de destacar alguns problemas que continuam a atormentar o funcionamento desejado:

- O facto de a correcta detecção de um ponto estar dependente de diversos factores, como a iluminação, a quantidade de pigmento (marcador) utilizado e o tipo de pele do paciente;
- O ainda elevado tempo de aquisição que impossibilita a adequada imobilização dos pacientes, levando a resultados “distorcidos”;
- A ocorrência pontual de erros na comunicação série, que inviabilizam a aquisição em que surgem;
- O formato/ comprimento da calha horizontal do aparelho.

No que toca ao primeiro ponto, subscreve-se aqui a sugestão deixada na tese da Eng.<sup>a</sup> Ana Teresa Gabriel, que indica o uso de uma câmara de infravermelhos, bem como de um marcador apropriado, de forma a tornar mais simples e eficaz a detecção dos pontos marcados (48).

A simplificação da detecção dos pontos decorrente da alteração anterior poderia ser também um importante contributo para a diminuição do tempo de aquisição, na medida em que permitiria o aumento da velocidade de ascensão do aparelho, o que atenuaria a distorção de resultados associada à incapacidade de os pacientes se manterem imóveis durante a aquisição.

Uma alternativa a esta solução seria a adição de uma estrutura de imobilização do paciente sem que com isso fosse alterada a sua posição de repouso.

Seria importante fazer uma revisão à componente da comunicação série, RS232, de forma a colmatar qualquer lacuna que possa existir, e, dessa forma, reduzir o lote de fontes de erro do dispositivo.

Por fim, o aumento do comprimento da calha horizontal iria possibilitar a aquisição simultânea de ambas as omoplatas, sem necessidade de deslocar o paciente entre aquisições e, consequentemente, sem necessidade de efectuar correcções, evitando, dessa forma, qualquer erro associado às mesmas. Por ventura, seria possível considerar a terceira referência escapular como sendo o ângulo pósterio-inferior do acrómio, como inicialmente projectado, aumentando a precisão da aquisição aquando da representação da omoplata.

Em termos de formato, o encurvamento desta calha teria o objectivo de fazer do plano em que se encontra a omoplata o plano frontal para a câmara, contornando dessa forma problemas advindos de iluminação deficiente ou de deformação da marca do díodo *laser* causados pelo afastamento de 30° do plano escapular relativamente ao plano frontal.

Na tese da Eng.<sup>a</sup> Ana Teresa Gabriel considerava-se o Métrica Vertebral um “equipamento único, que permite avaliar as alterações biomecânicas da coluna vertebral (escoliose, hipercifose e hiperlordose), de forma semiautomática e não-invasiva” (48) e, como tal, “um sistema não invasivo e completamente inovador na área da saúde” (48). Com o presente projecto, foi dado mais um passo que corrobora isso mesmo ao se possibilitar agora um estudo conjunto de coluna vertebral e cintura escapular, o que certamente alarga os horizontes deste promissor dispositivo.

1. **Dome, DC e Kibler, WB.** Evaluation and management of scapulothoracic disorders. *Current Opinion in Orthopedics*. 2006.
2. **McClure, PW, et al.** Shoulder function and 3-dimensional kinematics in people with shoulder impingement syndrome before and after a 6-week exercise program. *Physical Therapy*. 2004.
3. **Sousa, O, et al.** Efeito da posição da omoplata na força máxima isométrica de flexão do ombro. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*. 2007.
4. **Ludewig, PM e Reynolds, JF.** The Association of Scapular Kinematics and Glenohumeral Joint. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2009.
5. **Polisseni, MLC, et al.** Avaliação postural e muscular da cintura escapular em adultos jovens, estudantes universitários. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*. 2010.
6. **Kibler, WB e McMullen, L.** Scapular Dyskinesis and Its Relation to Shoulder Pain. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2003.
7. **Burkhart, SS, Morgan, CD e Kibler, WB.** The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology Part III: The SICK scapula, scapular dyskinesis, the kinetic chain, and rehabilitation. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*. 2003.
8. **Guerreiro, M e Matias, R.** Análise Tridimensional da Posição Inicial da Omoplata em Indivíduos Assintomáticos. *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*. 2007.
9. **Quaresma, C.** Alterações biomecânicas da coluna vertebral durante a gravidez. *Dissertação para obtenção do Grau de Doutor em Engenharia Biomédica*. 2010.
10. **Quaresma, C, et al.** Vertebral metrics: Application of a Mechanical Instrument to Evaluate the Spinal Column in Pregnant Women. *Proc. Internacional Conference Biodevice*. 2010.
11. **Quaresma, C, et al.** Comparative evaluation of the tridimensional spine position measured with a new instrument (Vertebral Metrics) and an Optoelectronic System of Stereophotogrammetry. *Medical, Biological Engineering and Computing*. 2010.
12. Idiopathic Scoliosis. *Orthopaedics One - The Orthopaedic Knowledge Network*. [Online] 2011. <http://www.orthopaedicsone.com/display/Clerkship/idiopathic+scoliosis>.
13. **Miranda, E.** Bases de Anatomia e Cinesiologia. Rio de Janeiro : Sprint, 2000.
14. **Quaresma, C.** Slides de Aulas Teóricas Instituto Politécnico de Beja. 2012.

15. Ossos do Tronco. *MediPédia*. [Online] 2012.  
<http://www.medipedia.pt/home/home.php?module=artigoEnc&id=368#2>.
16. **Gilroy, AM.** *Prometheus - Atlas de Anatomia, 1ª Edição*. s.l.: Editorial Médica Panamericana, 2009.
17. **O'Rahilly, R e Müller, F.** *Basic human anatomy: a regional study of human structure*. s.l.: Saunders, 1983.
18. **Kapandji, AI.** *Fisiologia Articular, Volume 1, 6ª Edição*. s.l.: Editorial Médica Panamericana, 2007.
19. **Netter, FH.** *Atlas d'anatomie humaine. 4e Edition*. s.l.: Masson, 2009.
20. **Sobotta, J.** *Atlas de Anatomia Humana, Volume 2, 21ª Edição*. s.l.: Guanabara Koogan, 2000.
21. **Kibler, WB.** The role of scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med*. 1998.
22. **Cruz, J.** Slides Anatomofisiologia - Osteologia Membro Superior - Escola Superior de Educação de Leiria. 2004.
23. **Oliveira, R.** Slides Anatomofisiologia - Membro Superior, Anatomia Funcional - Faculdade de Motricidade Humana. 2008.
24. **Magee, DJ.** Avaliação Musculoesquelética, 4ª Ed. s.l.: Manole, 2005.
25. **Andrews, JR, Harrelson, GL e Wilk, KE.** Reabilitação física das lesões desportivas. s.l.: Guanabara Koogan, 2000.
26. **Hamill, J e Knutzen, KM.** Biomechanical Basis of Human Movement. s.l.: Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
27. **Hall, CM, Brody, LT e Taranto, G.** Exercício Terapêutico: na busca da função. s.l.: Guanabara Koogan, 2001.
28. **van Andel, C, et al.** Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait & Posture*. 2009.
29. **Neer, CS 2nd.** Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. 1972.
30. **Amasay, T e Karduna, AR.** Scapular kinematics in constrained and functional upper extremity movements. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2009.
31. Escoliose. *Portal São Francisco*. [Online]  
<http://www.portalsaofrancisco.com.br/alfa/escoliose/escoliose-13.php>.
32. **Greenfield, B, et al.** Posture in Patients With Shouler Overuse Injuries and Healthy Individuals. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1995.
33. **Borstad, JD.** Resting Position Variables at the Shoulder: Evidence to Support a Posture-Impairment Association. *Physical Therapy*. 2006.

34. Coluna Vertebral. *Educolorir*. [Online] <http://www.educolorir.com/paginas-para-colorir-coluna-vertebral-i12899.html>.
35. Nijs, J, et al. Clinical Assessment of Scapular Positioning in Patients with shoulder Pain: State of the Art. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2007.
36. Sobush, DC, et al. The Lennie Test for Measuring Scapular Position in Healthy Young Adult Females: A Reliability and Validity Study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1996.
37. Faria, C. Estabilizadores da Escápula no Retorno da Elevação dos Membros Superiores em Indivíduos com Síndrome do Impacto. *Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação*. 2006.
38. Ludewig, PM, Cook, TM e Nawoczenski, DA. Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1996.
39. McClure, PW, et al. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2001.
40. T'Jonck, L, Lysens, R e Grasse, G. Measurements of scapular position and rotation: a reliability study. *Physiotherapy research international*. 1996.
41. de Groot, JH e Brand, R. A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clinical biomechanics*. 2001.
42. Plafcan, DM, et al. An objective measurement technique for posterior scapular displacement. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1997.
43. Kebaetse, M, McClure, P e Pratt, NA. Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1999.
44. Wang, CH, et al. Stretching and strengthening exercises: their effect on three-dimensional scapular kinematics. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1999.
45. Ludewig, PM e Cook, TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical therapy*. 2000.
46. McClure, PW, Michener, LA e Karduna, AR. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Physical therapy*. 2006.
47. Uhl, TL, et al. Evaluation of clinical assessment methods for scapular dyskinesis. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic and related surgery*. 2009.
48. Gabriel, A. Métrica Vertebral: Processamento Optimizado de Imagem. *Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica*. 2012.

49. Right Scapula. *Wikimedia Commons*. [Online]  
[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Right\\_scapula\\_-\\_close-up\\_-\\_posterior\\_view.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Right_scapula_-_close-up_-_posterior_view.png).

50. **Jordão, A.** Concepção de um Aparelho de Medição 3D da Coluna Vertebral - Desenvolvimento de um Software de Detecção de Apófises Espinhosas e Cálculo da Distância Ântero-Posterior. *Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica*. 2010.



Tabela 4: Dados recolhidos em ambiente hospitalar pelo Dr. José Machado.

Idade	Sexo	Altura /m	Peso /kg	IMC /(kg/m <sup>2</sup> )	Medida 1 /cm	Medida 2 /cm	Medida 3 /cm
42	F	1,52	51	22,074	10	7	18
30	M	1,78	92	29,037	11	9	23
26	F	1,7	65	22,491	9	7	21
30	F	1,5	55	24,444	10	9	18
26	F	1,62	67	25,530	12	9	23
24	F	1,68	68	24,093	9	7	21
24	M	1,85	85	24,836	10	10	24
25	M	1,77	69	22,024	11	9	22
68	F	1,63	68	25,594	9	6	18
64	M	1,68	67	23,739	8	7	20
31	M	1,81	74	22,588	7	4	19
63	F	1,57	83	33,673	8	6	19
82	F	1,58	83	33,248	9	7	20
28	M	1,71	58	19,835	6	5	19
26	F	1,72	72	24,338	9	6	20
30	M	1,88	91	25,747	11	9	22
41	F	1,64	69	25,654	10	7	19
33	M	1,83	78	23,291	8	5	20
38	M	1,72	68	22,985	9	6	19
36	F	1,61	62	23,919	9	7	20
46	F	1,66	69	25,040	10	8	19

Tabela 5: Medidas em função do Índice de Massa Corporal do paciente, por ordem crescente.

<b>IMC /(kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>Medida 1 /cm</b>	<b>Medida 2 /cm</b>	<b>Medida 3 /cm</b>
19,835	6	5	19
22,024	11	9	22
22,074	10	7	18
22,491	9	7	21
22,588	7	4	19
22,985	9	6	19
23,291	8	5	20
23,739	8	7	20
23,919	9	7	20
24,093	9	7	21
24,337	9	6	20
24,444	10	9	18
24,836	10	10	24
25,040	10	8	19
25,530	12	9	23
25,594	9	6	18
25,654	10	7	19
25,747	11	9	22
29,037	11	9	23
33,248	9	7	20
33,673	8	6	19

Tabela 6: Medidas em função da altura do paciente, por ordem crescente.

<b>Altura /m</b>	<b>Medida 1 /cm</b>	<b>Medida 2 /cm</b>	<b>Medida 3 /cm</b>
1,5	10	9	18
1,52	10	7	18
1,57	8	6	19
1,58	9	7	20
1,61	9	7	20
1,62	12	9	23
1,63	9	6	18
1,64	10	7	19
1,66	10	8	19
1,68	8	7	20
1,68	9	7	21
1,7	9	7	21
1,71	6	5	19
1,72	9	6	19
1,72	9	6	20
1,77	11	9	22
1,78	11	9	23
1,81	7	4	19
1,83	8	5	20
1,85	10	10	24
1,88	11	9	22

Tabela 7: Medidas em função do peso do paciente, por ordem crescente.

<b>Peso /kg</b>	<b>Medida 1 /cm</b>	<b>Medida 2 /cm</b>	<b>Medida 3 /cm</b>
51	10	7	18
55	10	9	18
58	6	5	19
62	9	7	20
65	9	7	21
67	12	9	23
67	8	7	20
68	9	6	18
68	9	7	21
68	9	6	19
69	10	7	19
69	10	8	19
69	11	9	22
72	9	6	20
74	7	4	19
78	8	5	20
83	8	6	19
83	9	7	20
85	10	10	24
91	11	9	22
92	11	9	23

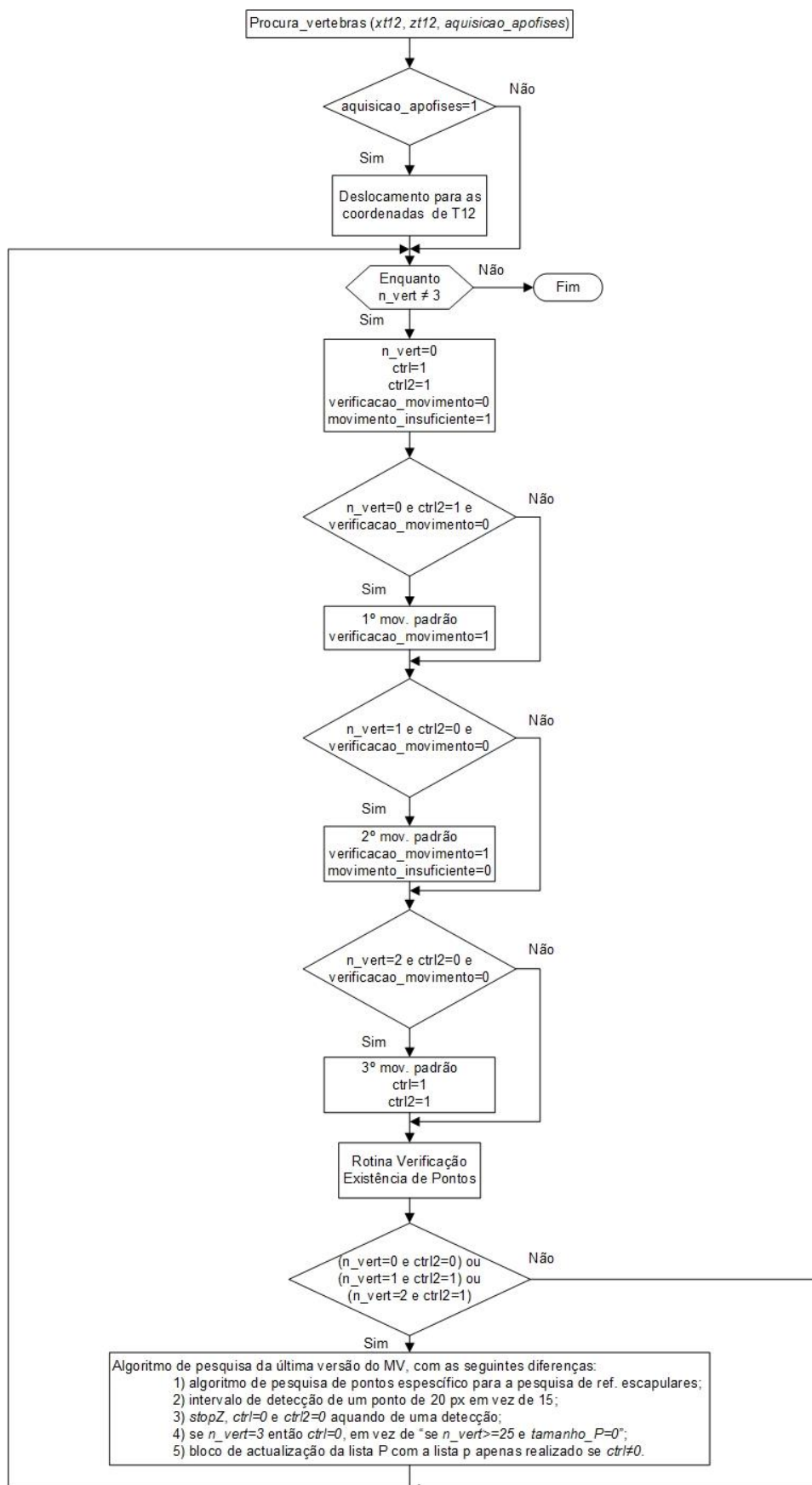


Figura 8-1: Fluxograma da Função de Pesquisa e Detecção de referências escapulares da omoplata direita.

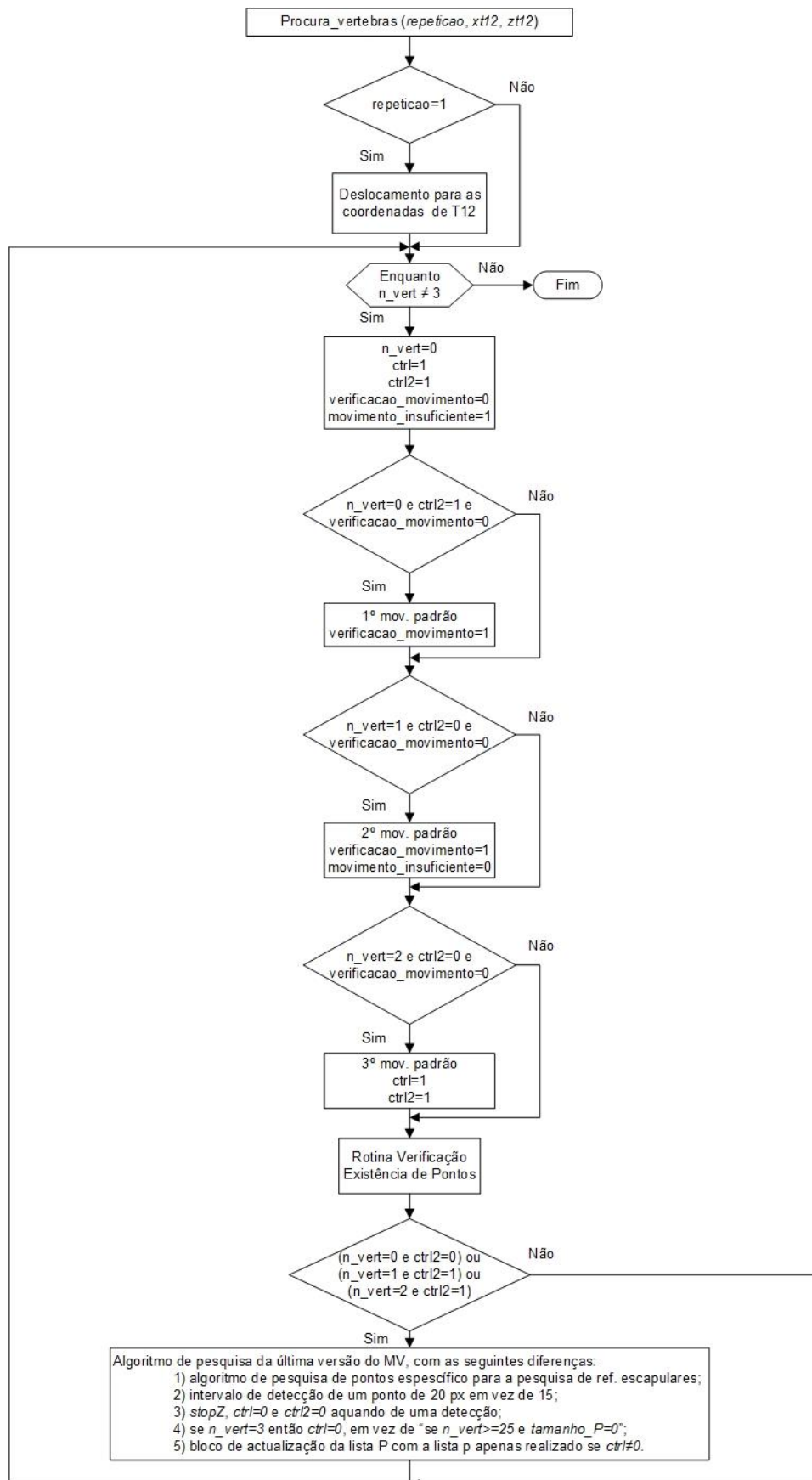


Figura 8-2: Fluxograma da Função de Pesquisa e Detecção de referências escapulares da omoplata esquerda.

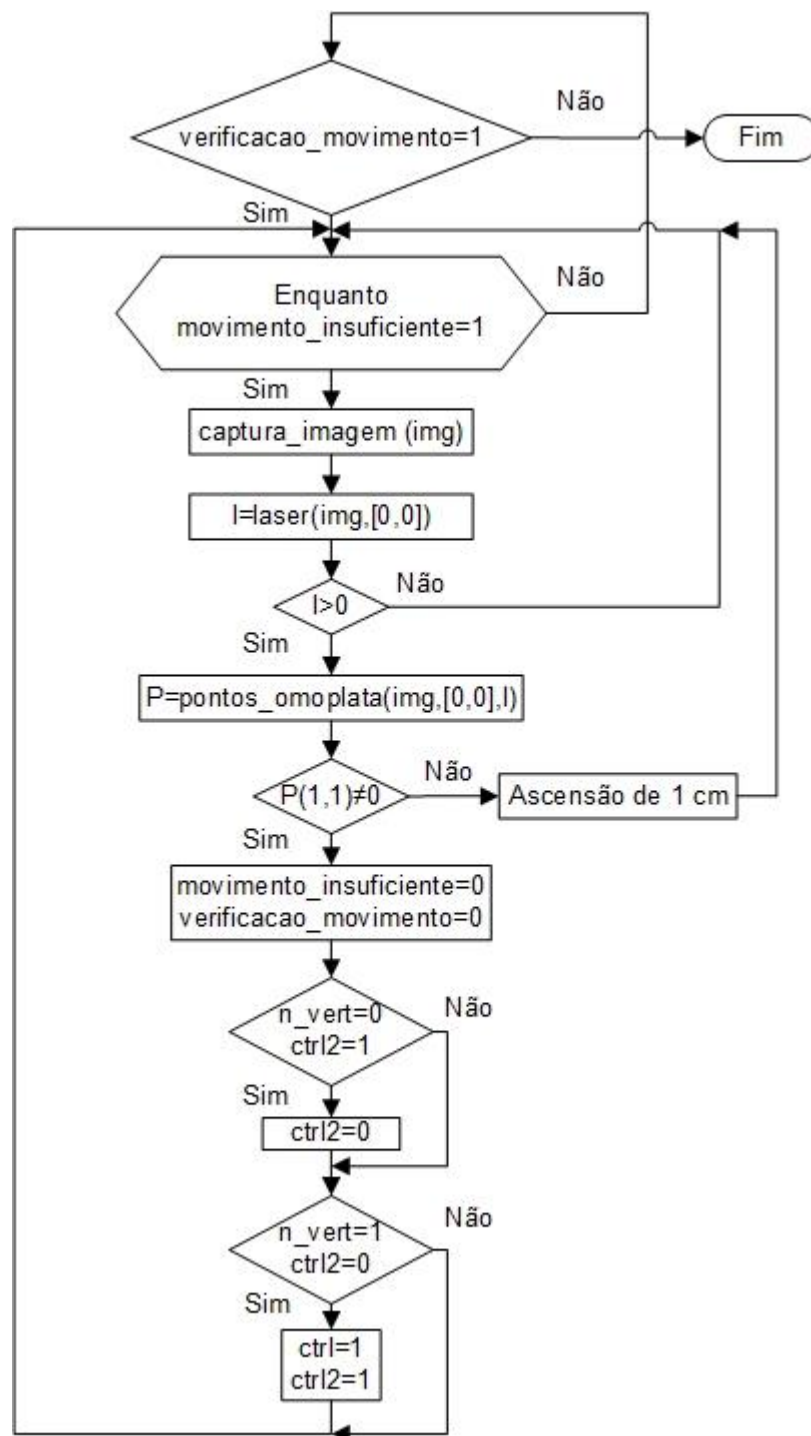


Figura 8-3: Fluxograma da rotina de verificação de existência de pontos.

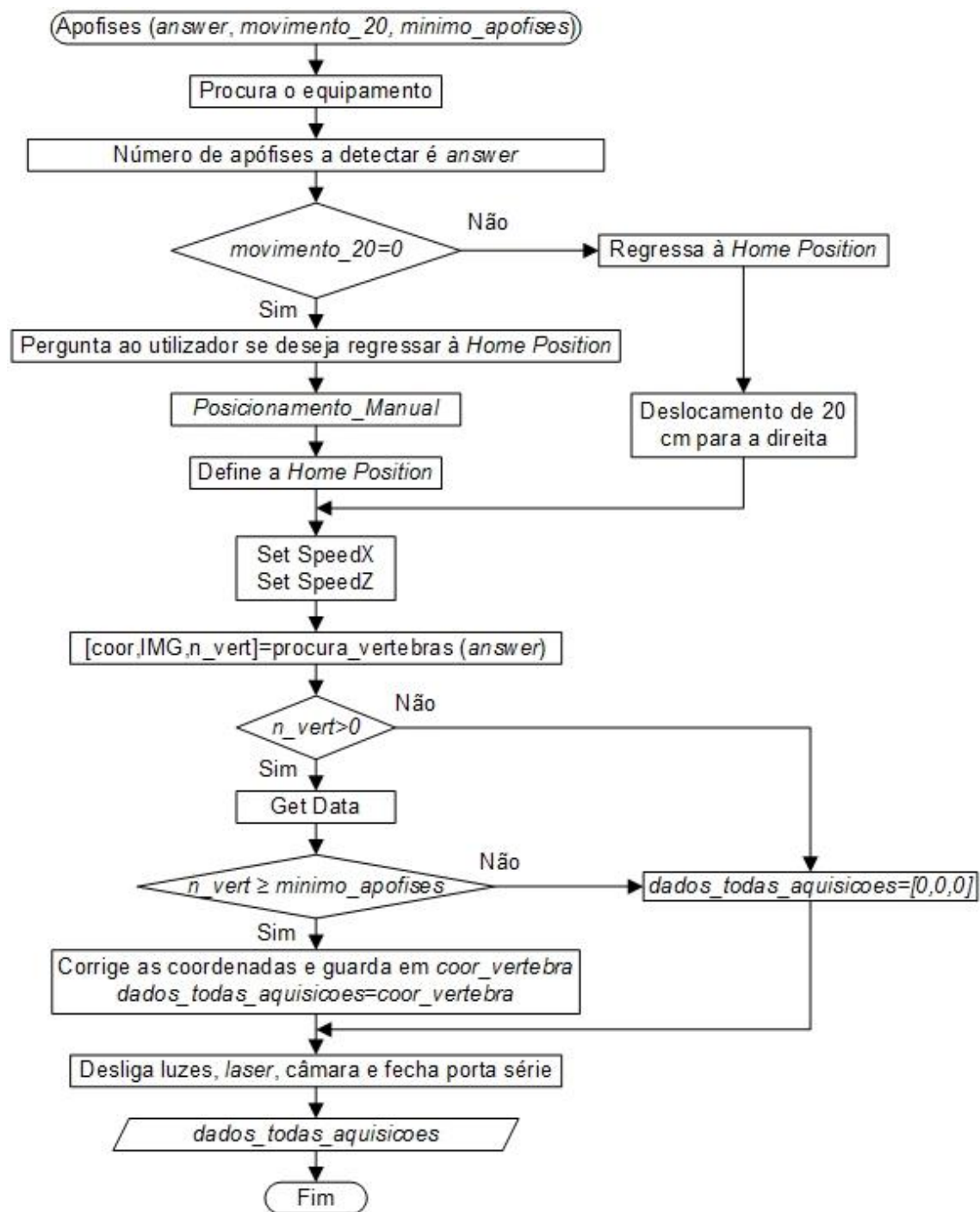


Figura 8-4: Fluxograma do Algoritmo de aquisição de dados referentes às apófises.



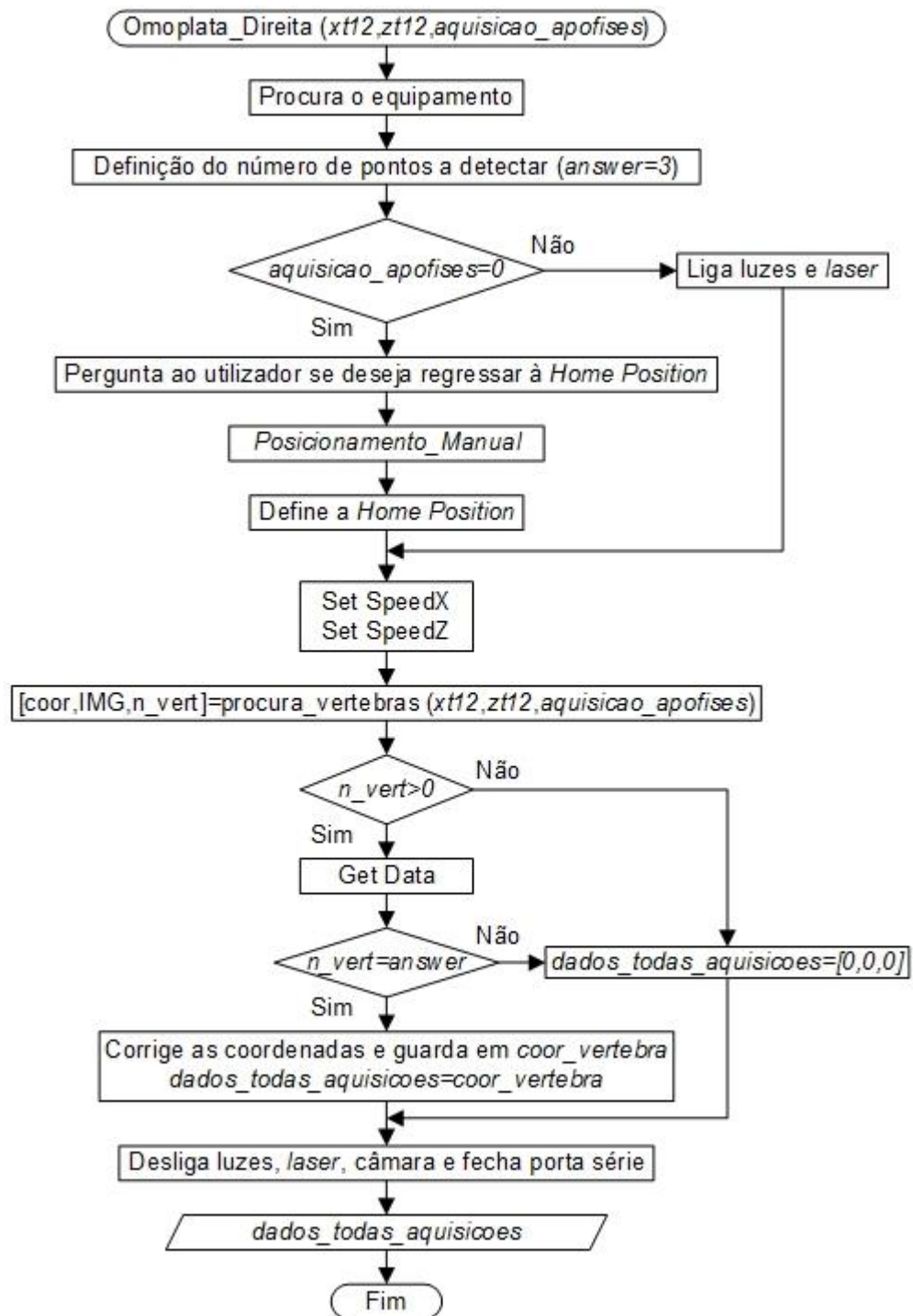


Figura 8-5: Fluxograma do algoritmo de aquisição de dados referentes à omoplata direita.

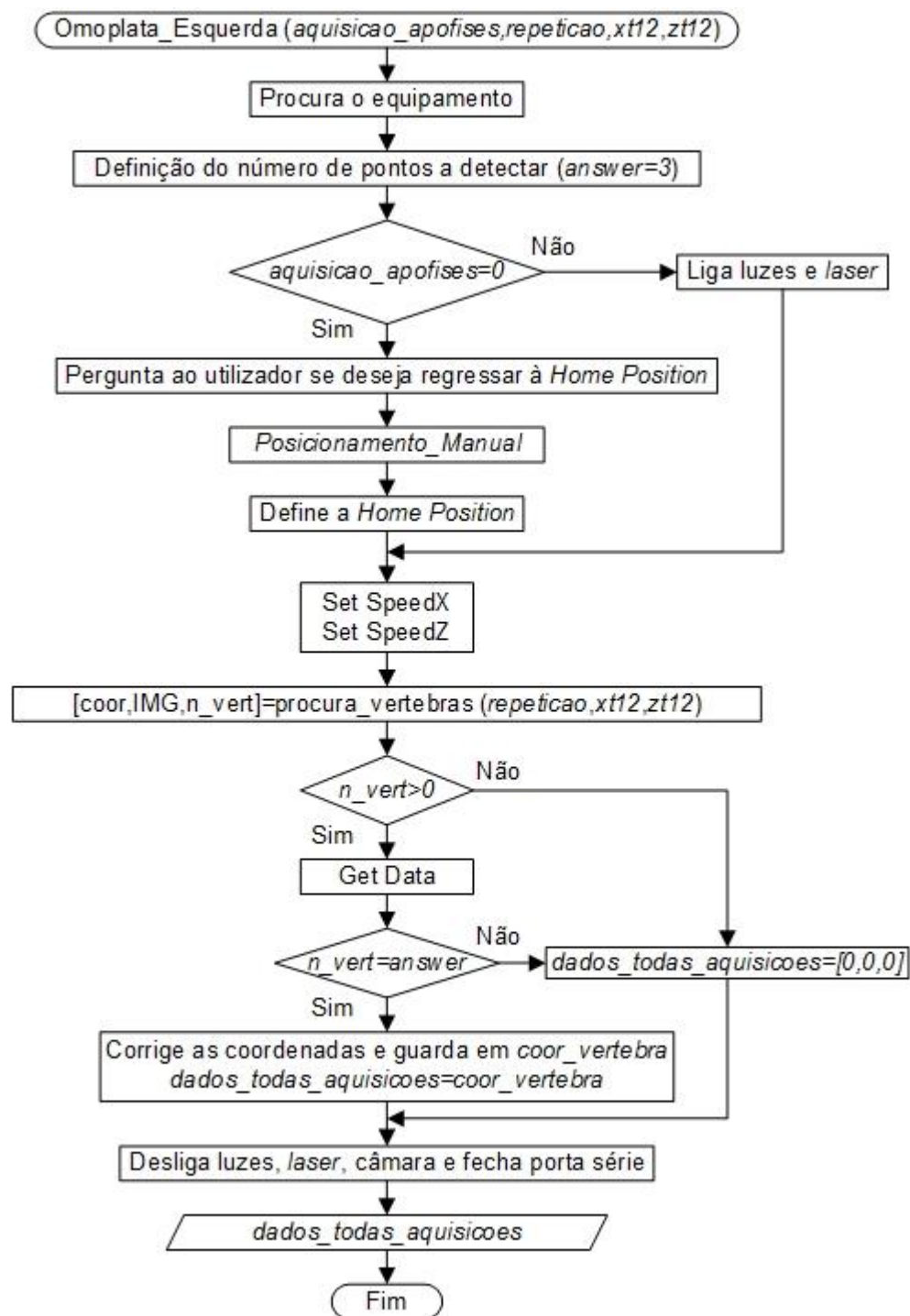


Figura 8-6: Fluxograma do algoritmo de aquisição de dados referentes à omoplata direita.

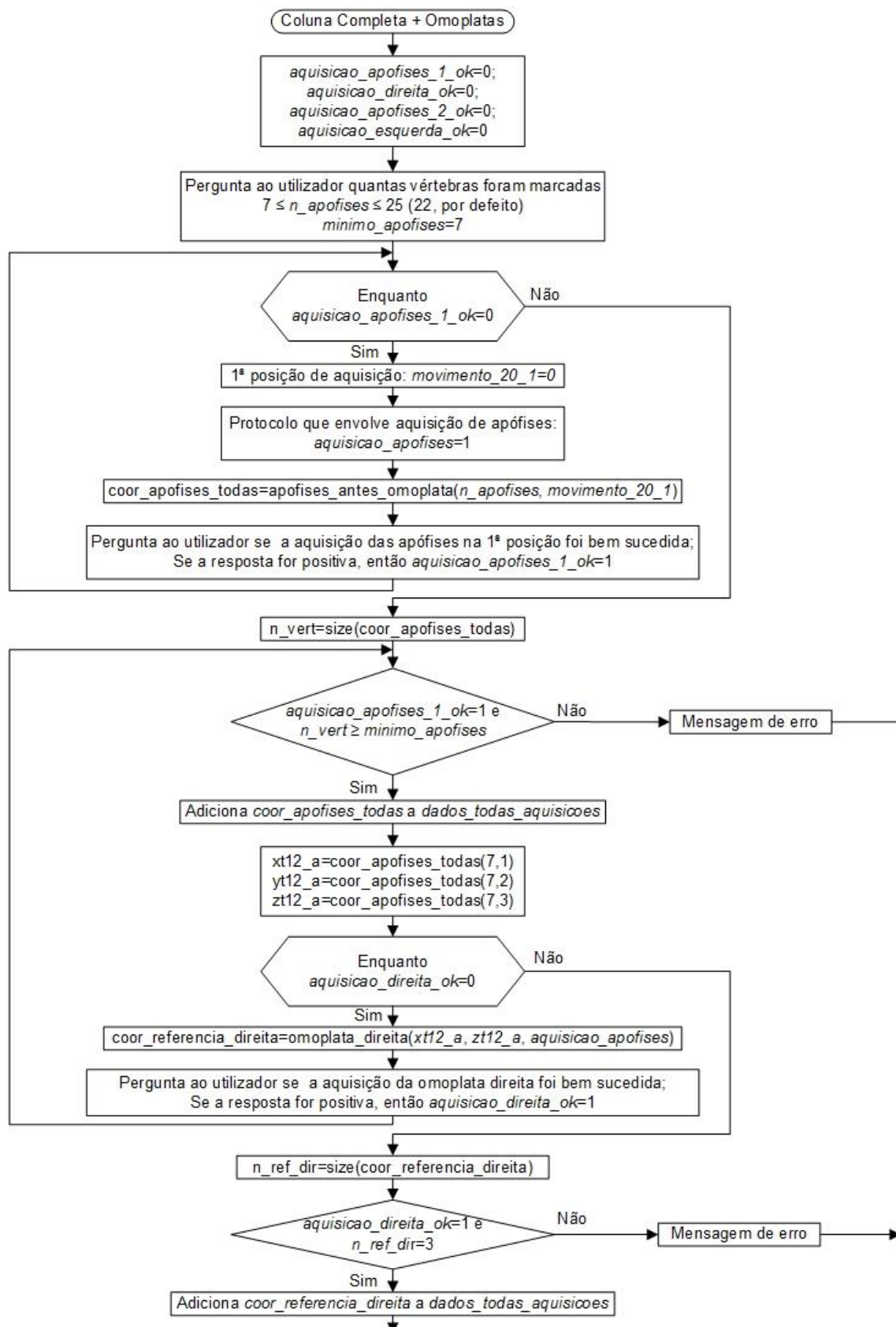


Figura 8-7: Fluxograma do protocolo *Coluna Completa + Omoplatas* (1).

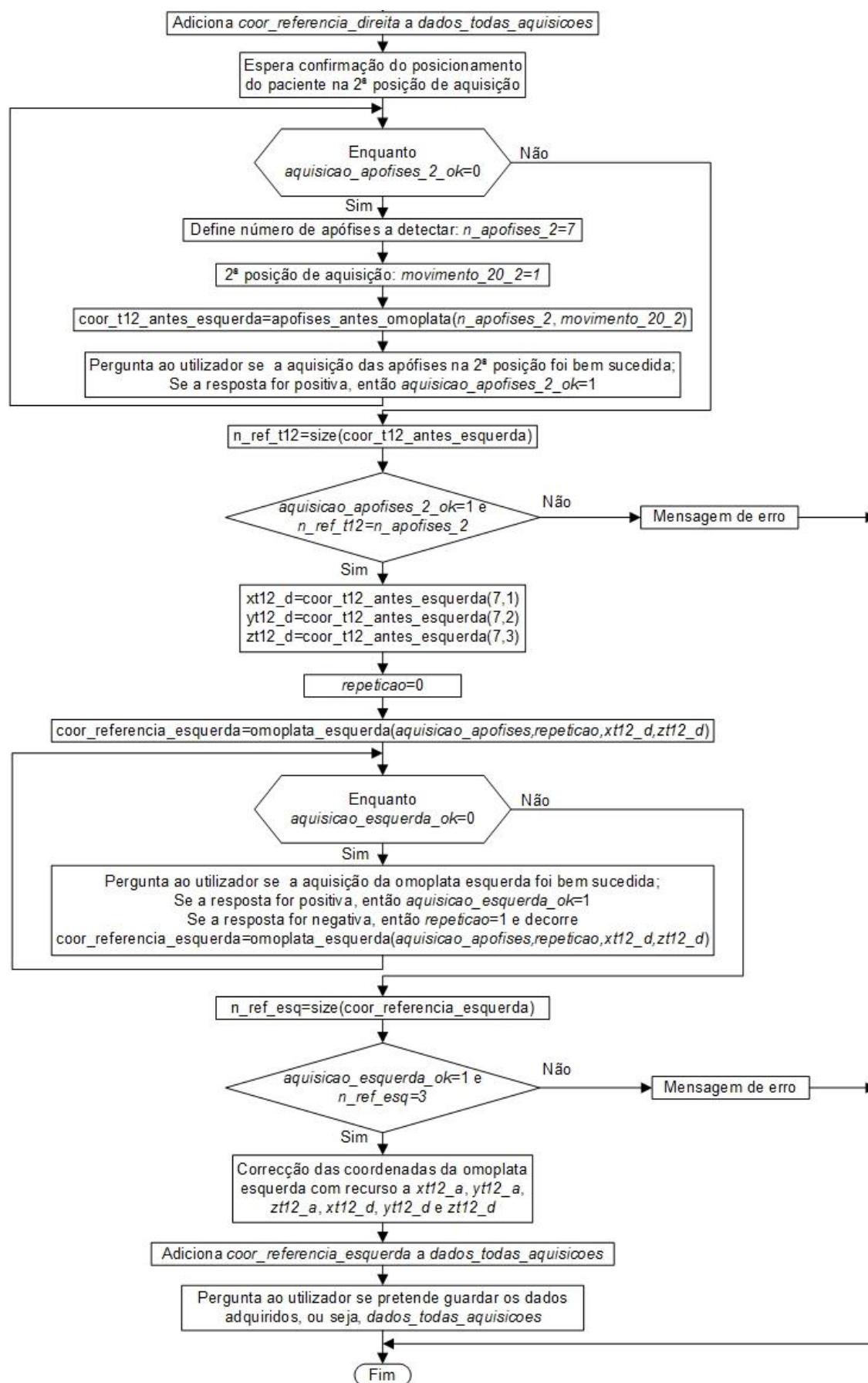


Figura 8-8: Fluxograma do protocolo *Coluna Completa + Omoplatas (2)*.

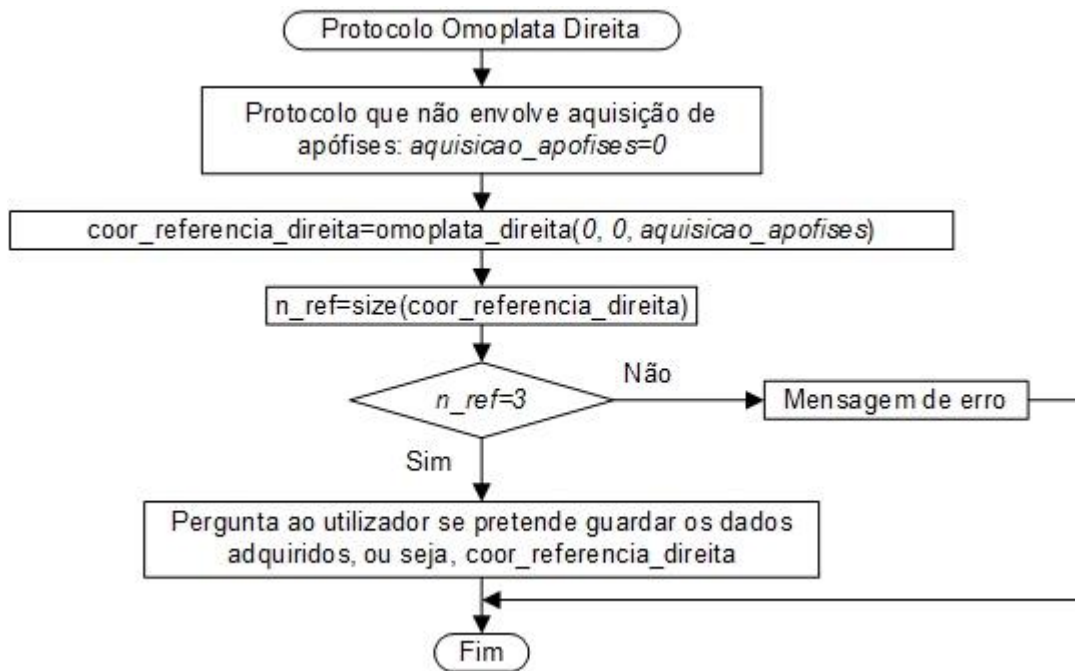


Figura 8-9 - Fluxograma do protocolo Omoplata Direita.

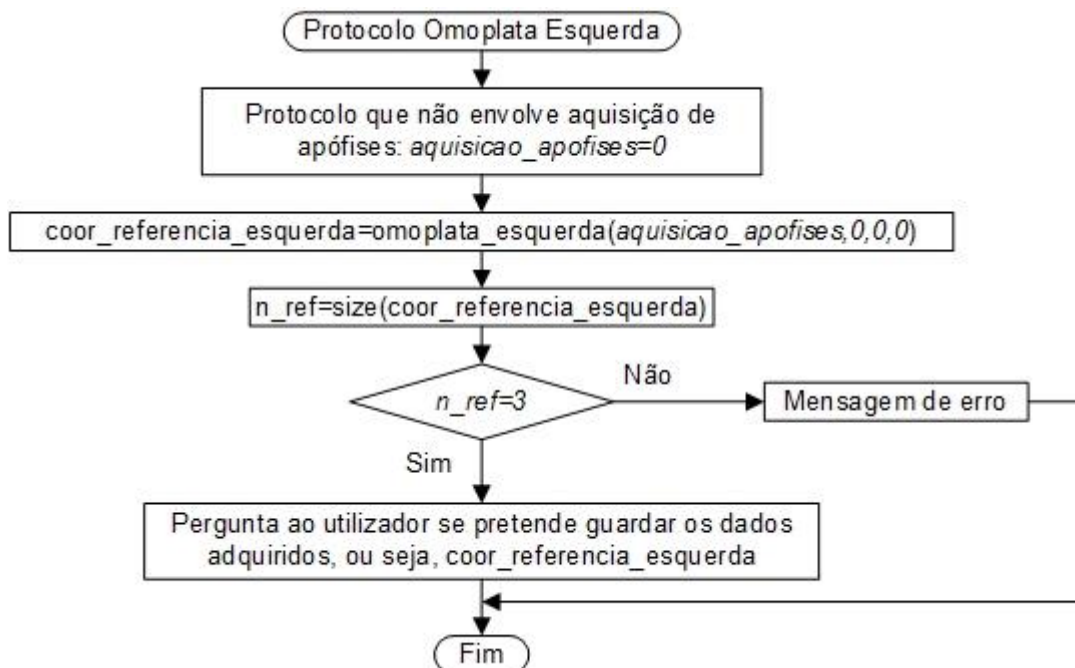


Figura 8-10: Fluxograma do protocolo Omoplata Esquerda.

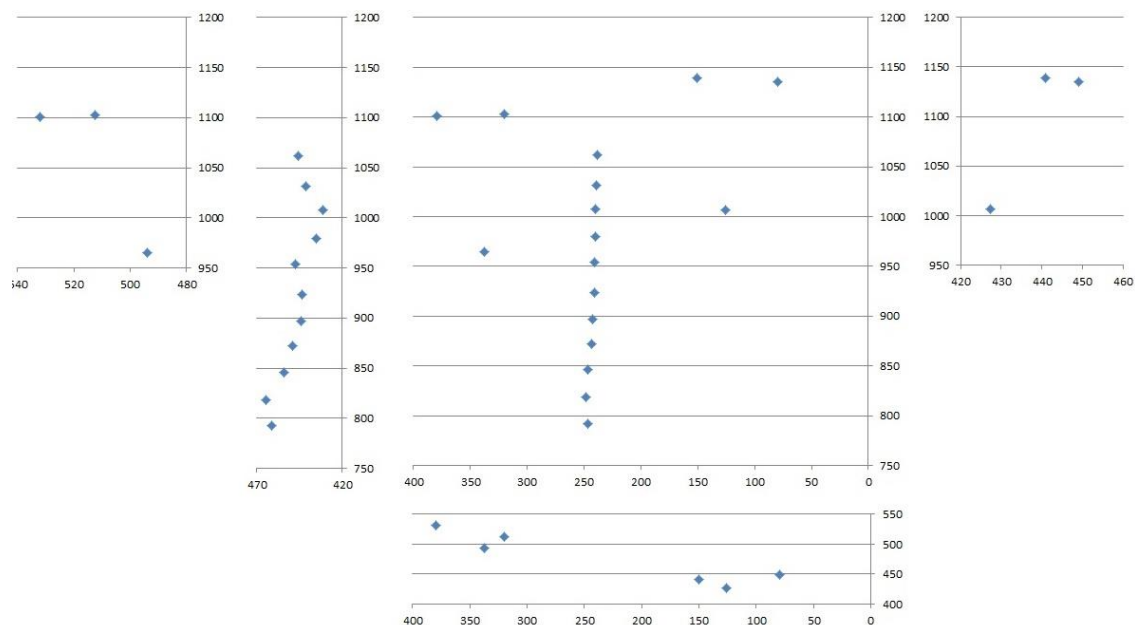


Figura 8-11: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Coluna completa + Omoplatas no sujeito 1 (1) (2ª fase de testes).

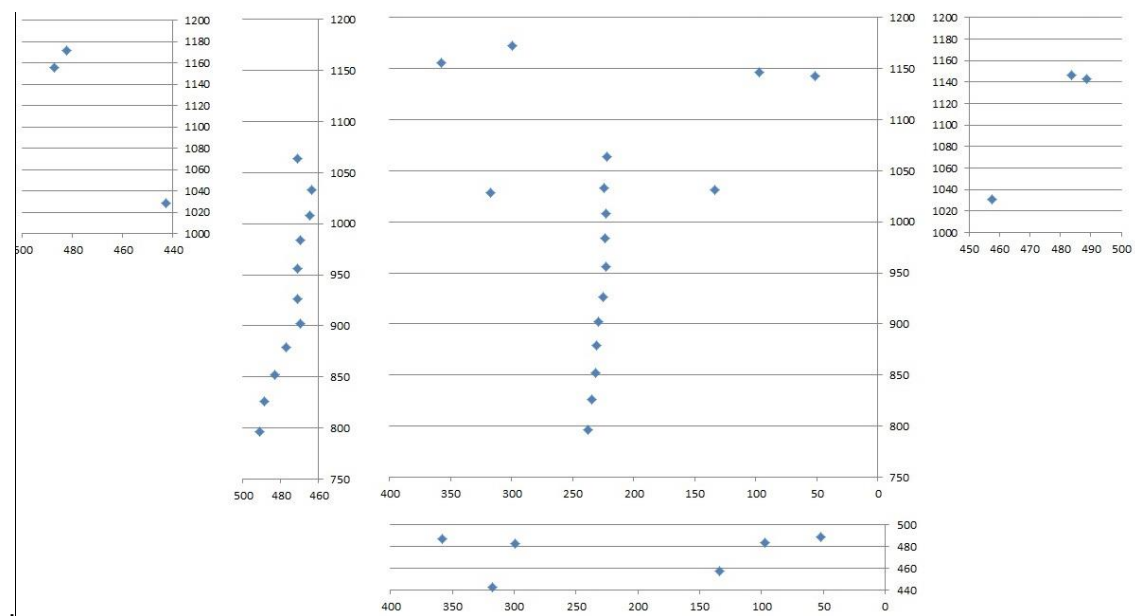


Figura 8-12: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Coluna completa + Omoplatas no sujeito 1 (2) (2ª fase de testes).



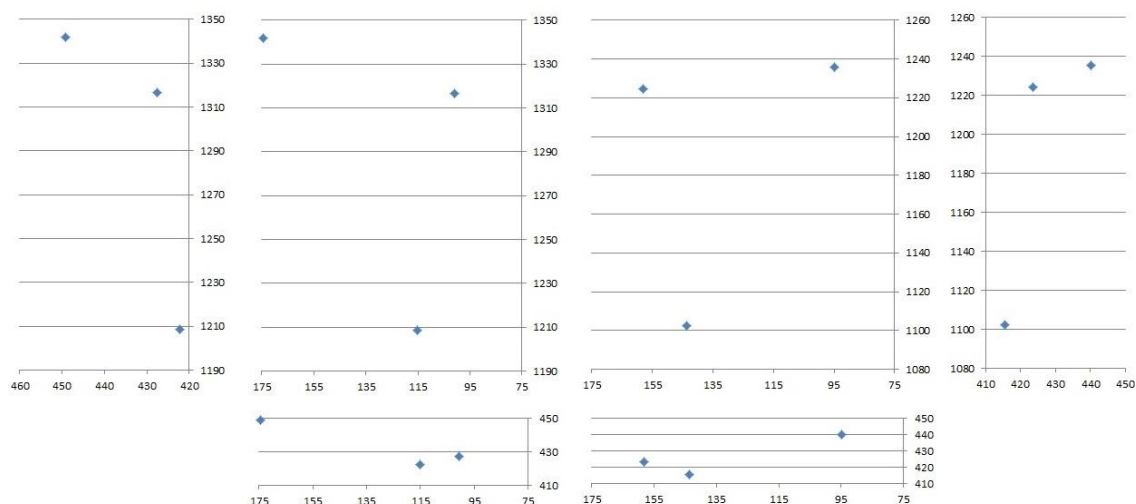


Figura 8-13: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através dos protocolos Omoplata Direita e Omoplata Esquerda no sujeito 1 (2ª fase de testes).

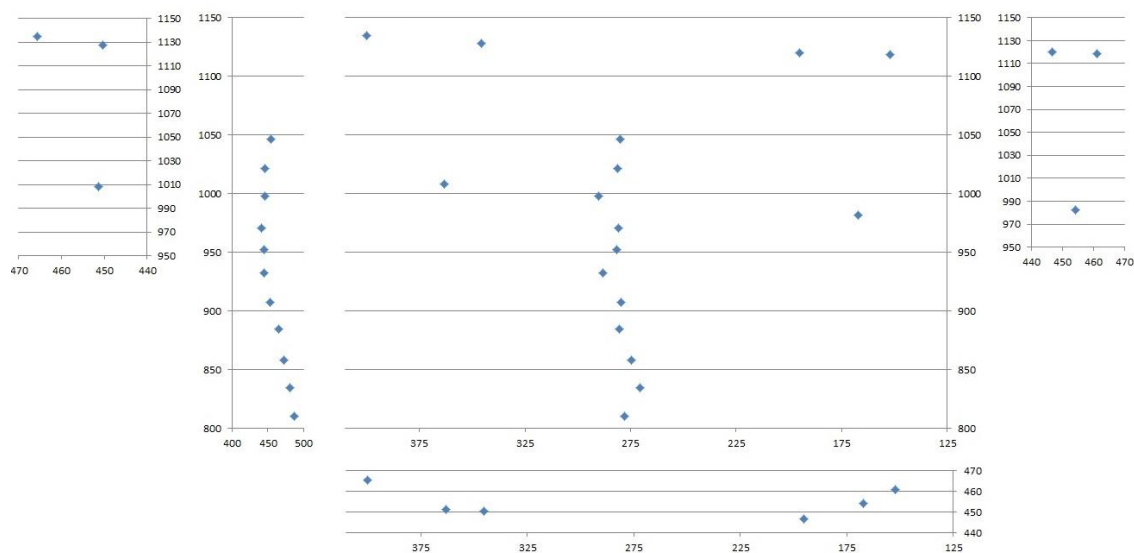


Figura 8-14: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Coluna completa + Omoplatas no sujeito 2 (2ª fase de testes).

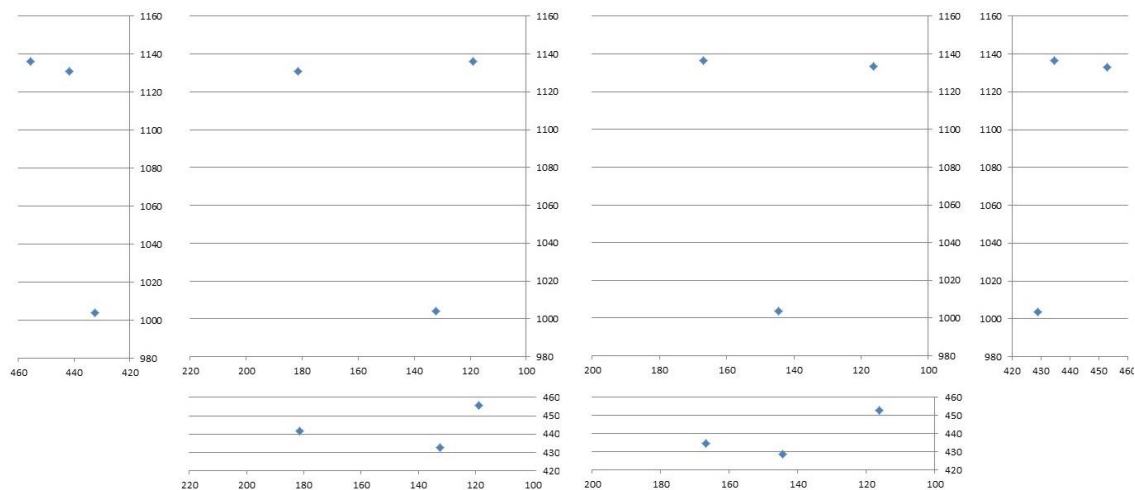


Figura 8-15: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através dos protocolos Omo-plata Direita e Omo-plata Esquerda no sujeito 2 (2ª fase de testes).

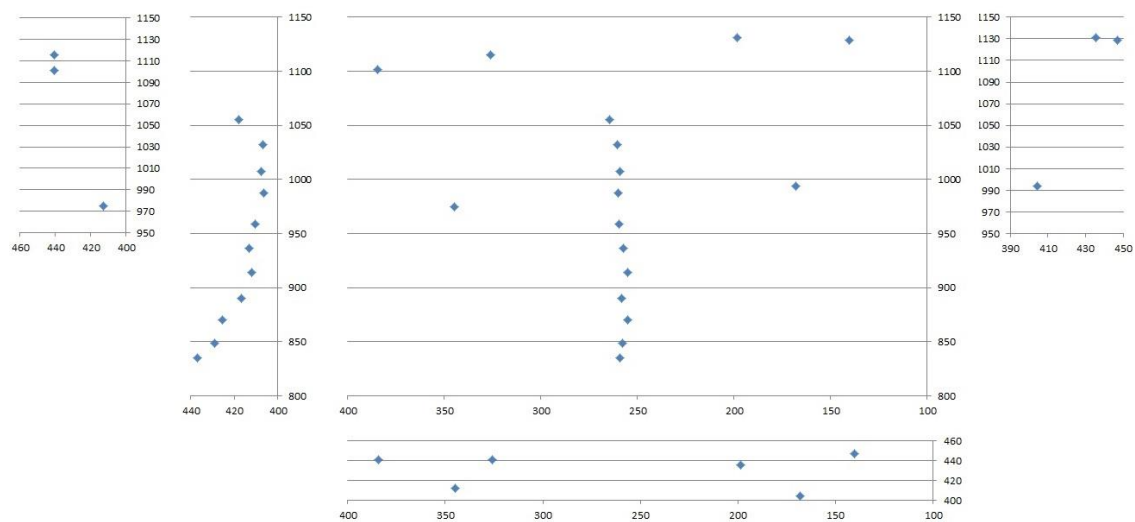


Figura 8-16: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Coluna completa + Omo-platas no sujeito 3 (2ª fase de testes).



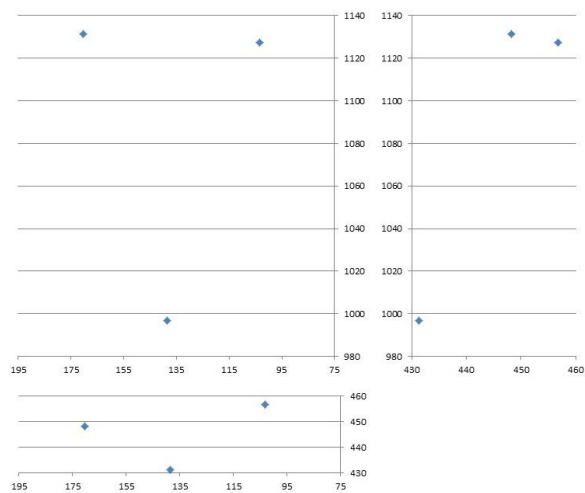


Figura 8-17: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Omo-plata Direita no sujeito 3 (2ª fase de testes).

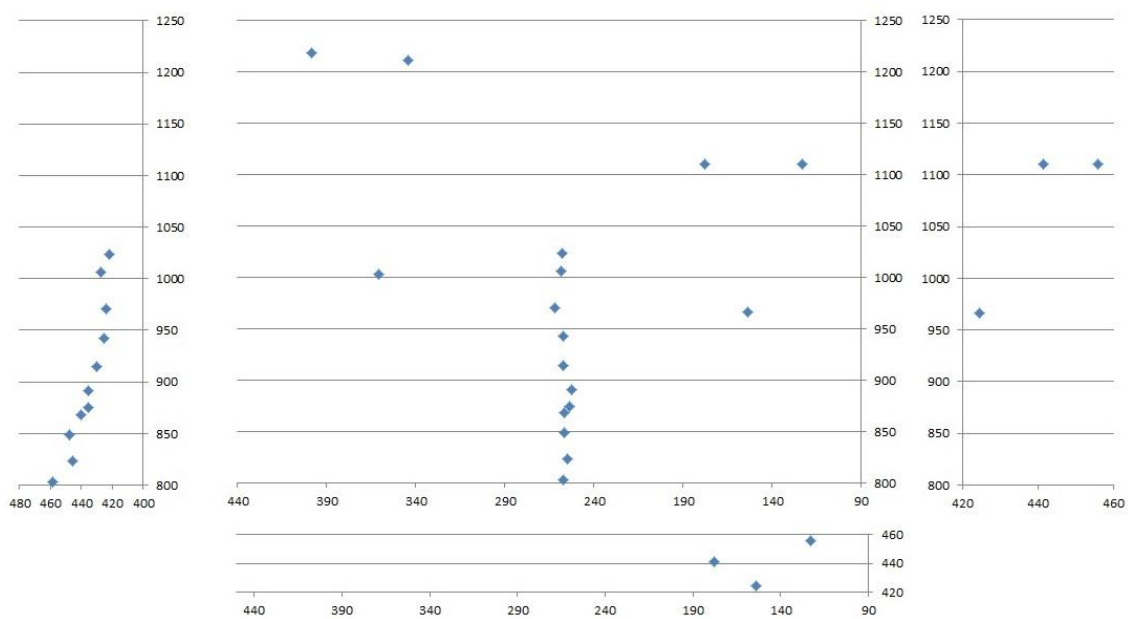


Figura 8-18: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Coluna completa + Omo-platas no sujeito 4 (2ª fase de testes).

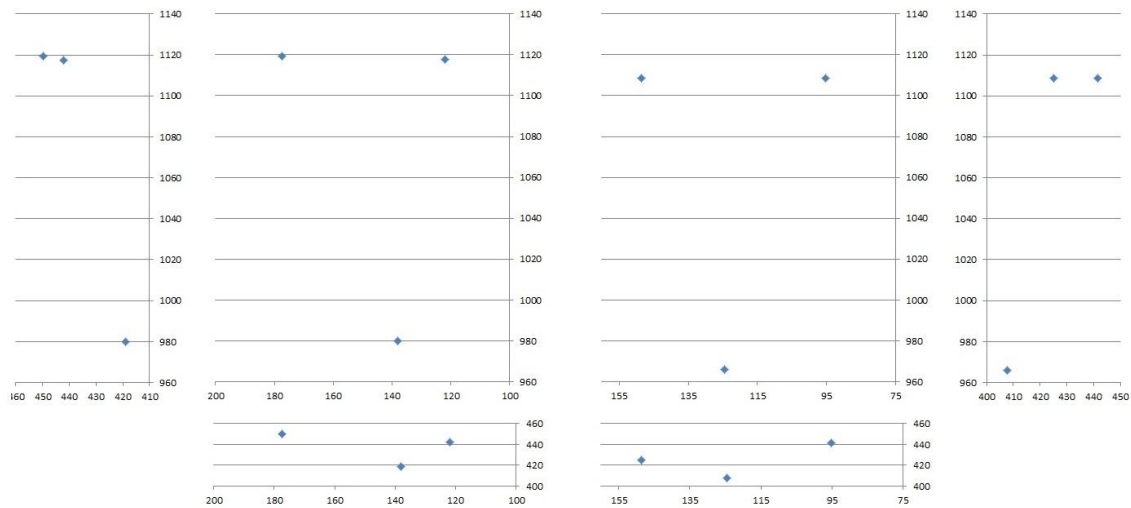


Figura 8-19: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através dos protocolos Omo-plata Direita e Omo-plata Esquerda no sujeito 4 (2<sup>a</sup> fase de testes).

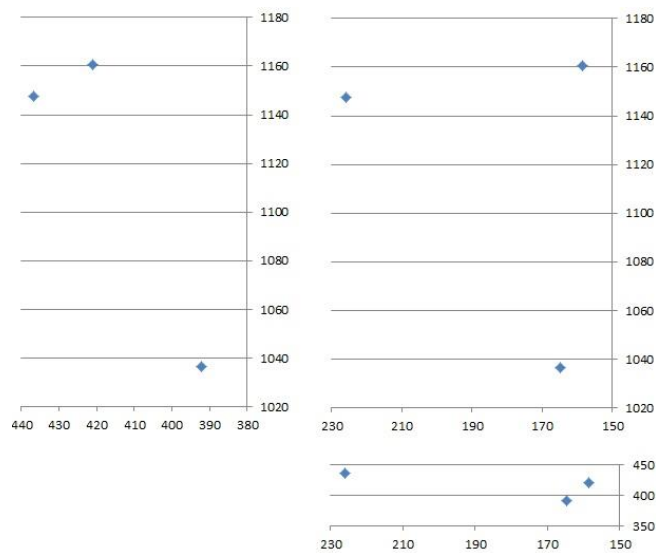


Figura 8-20: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Omo-plata Esquerda no sujeito 5 (3<sup>a</sup> fase de testes).

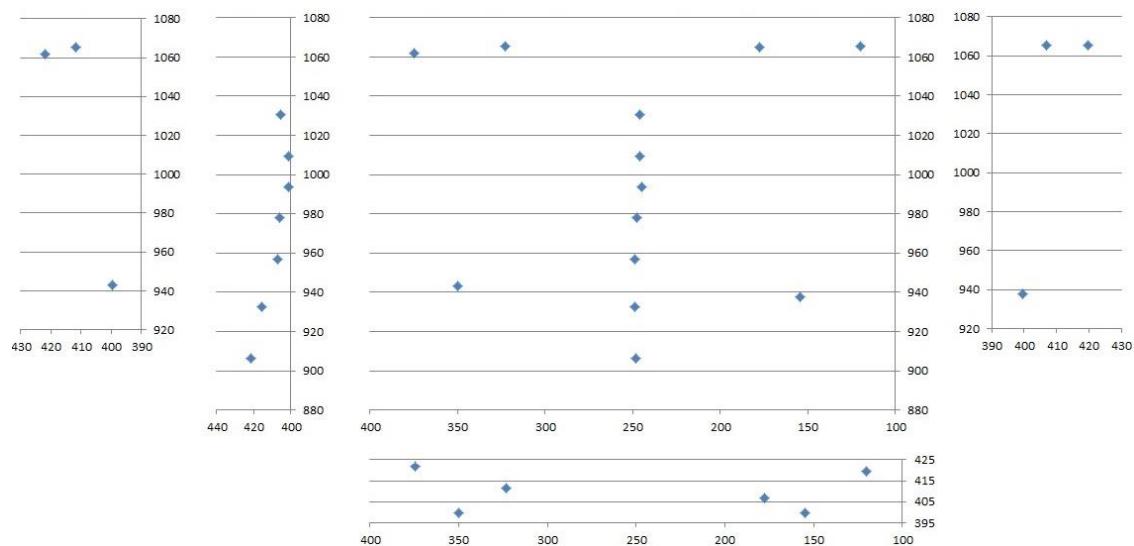


Figura 8-21: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Secção da coluna + Omoplatas no sujeito 6 (1) (2ª fase de testes).

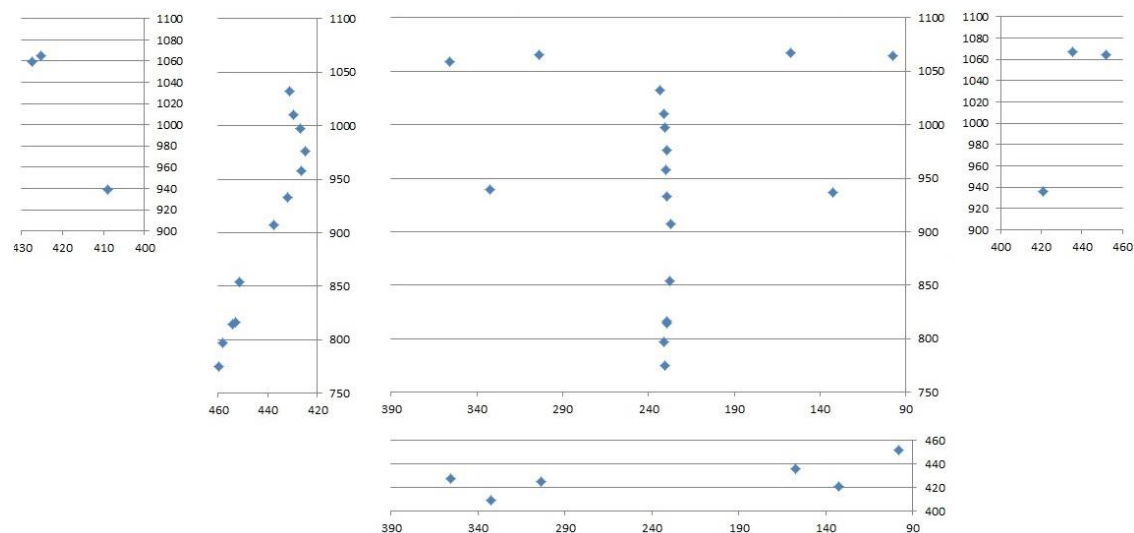


Figura 8-22: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Coluna completa + Omoplatas no sujeito 6 (2ª fase de testes).

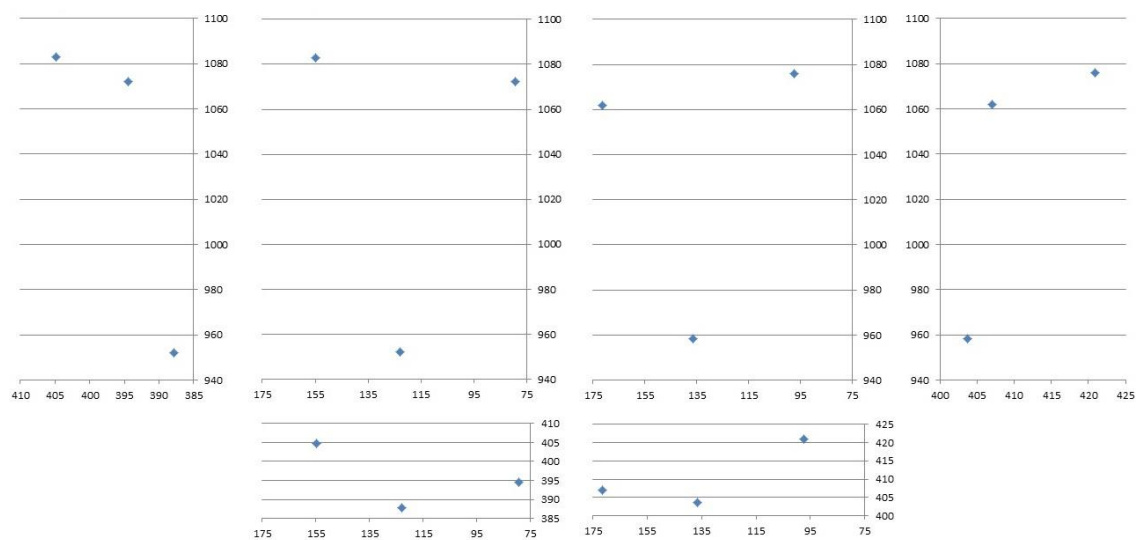


Figura 8-23: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através dos protocolos Omo-plata Direita e Omo-plata Esquerda no sujeito 6 (2ª fase de testes).

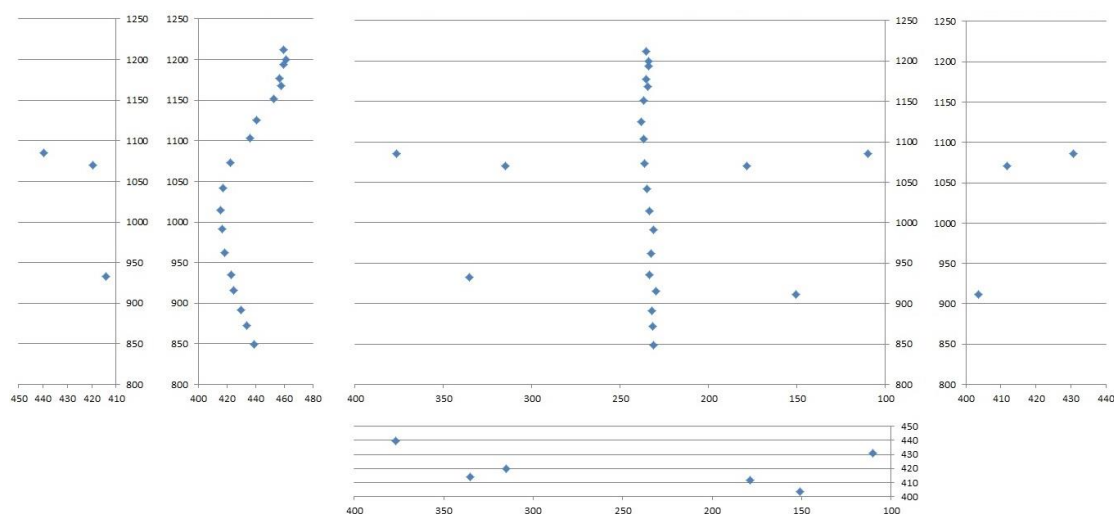


Figura 8-24: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Secção da coluna + Omo-platas no sujeito 6 (2) (3ª fase de testes).

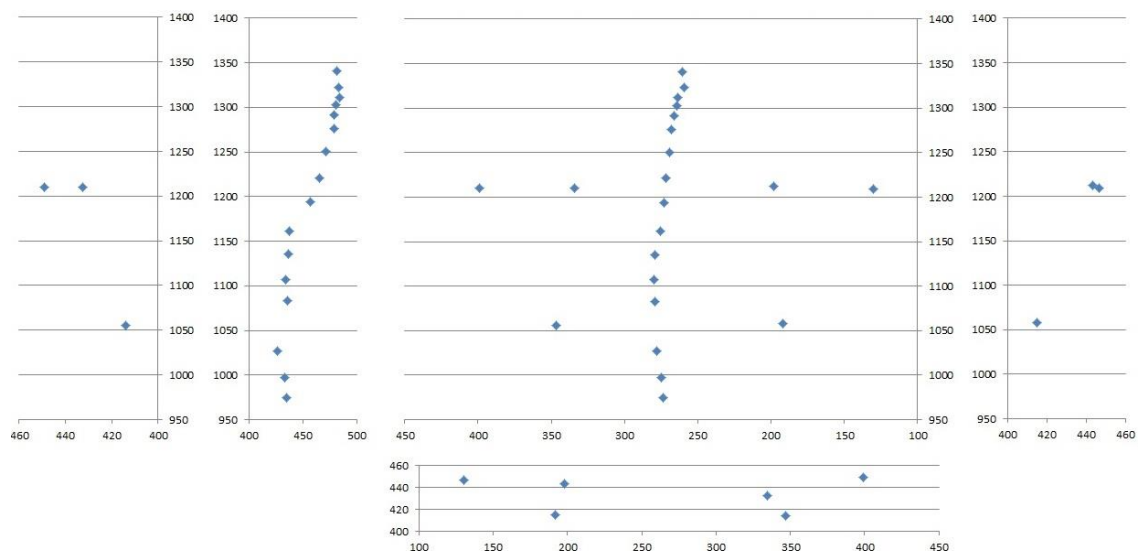


Figura 8-25: Conjunto de representações 2D de coordenadas obtidas através do protocolo Secção da coluna + Omoplatas no sujeito 7 (3ª fase de testes).